

Journal of Metallurgical and Materials Engineering

https://jmme.um.ac.ir



Investigation of Nitinol Alloys in Orthodontic Wires: Properties, Applications, and Mechanisms

Research Article

Seyed Mohammadreza Seyedi Golmahaleh[1], Soroush Parvizi[2], Zahra Alirezaei[3]

DOI: 10.22067/jmme.2025.91160.1171

1- Introduction

Nitinol (NiTi) alloy has gained significant attention in medical and engineering fields due to its unique properties, such as shape memory effect, superelasticity, corrosion resistance, and high biocompatibility. One of the most important applications of this alloy is in the manufacturing of orthodontic wires, which enhance the treatment process by applying a constant and low force. However, challenges such as nickel ion release, optimization of production processes, and control of chemical composition remain topics of discussion and investigation. This study evaluates the effects of production processes, heat treatments, and coating techniques on the mechanical properties, corrosion resistance, and biocompatibility of Nitinol wires.

2-Manufacturing Processes and Optimization of Mechanical Properties

The start and finish temperatures of phase transformation depend highly on the alloy composition. As shown in Figure (1), reducing the nickel content significantly increases the martensitic transformation temperature. The production of Nitinol is a complex and challenging process due to the need for precise composition control and the high reactivity of titanium. The three primary methods for producing Nitinol alloys include vacuum induction melting (VIM), arc melting, and powder metallurgy. In the vacuum induction melting process, raw materials are melted in a graphite crucible under a vacuum or an inert gas atmosphere, ensuring uniform composition through the application of a magnetic field. In the arc melting method, a Nitinol electrode is melted under vacuum, resulting in a final ingot with minimal impurities. Powder metallurgy involves compacting and sintering Nitinol powders at high temperatures, allowing for the production of complex-shaped components. The advantages and limitations of conventional powder metallurgy methods are summarized in Table 1. Additionally, additive manufacturing techniques such as selective laser sintering (SLS) and electron beam melting (EBM) enable the fabrication of Nitinol components with high precision and optimized structures. These methods reduce porosity, improve mechanical properties, and extend the service life of Nitinol parts. Heat treatment and aging at 400 to 450°C for 20 to 60 minutes enhance the superelastic behavior and increase the mechanical strength of Nitinol wires.

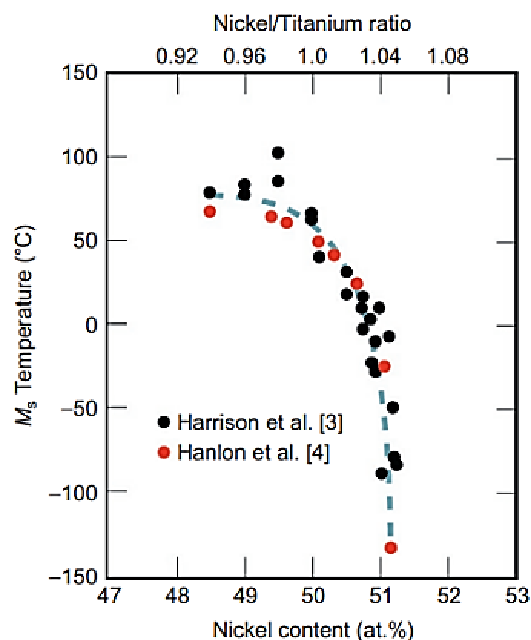


Figure 1: Dependence of martensite onset temperature on nickel content.

*Manuscript received December 9, 2024, Revised January 15, 2025, Accepted March 17, 2025.

[1] M.Sc. student, Department of Materials Science and Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

[2] Corresponding Author: Associate Professor, Department of Materials Science and Engineering, Shahid Rajaee Teacher Training University, Tehran, Iran. **Email:** parvizi@sru.ac.ir

[3] M.Sc. graduate, Department of Materials Science and Engineering, Shahid Rajaee Teacher Training University, Tehran, Iran.

Table 1: Advantages and Limitations of Conventional Powder Metallurgy Processes

PM Process	Advantages	Limitations
CS	Low cost, good dimensional accuracy, high production rate, availability of a wide range of materials	Products contain a high amount of porosity (up to 40%), low control over pore size and amount, potential formation of secondary pores
SHS	Low energy requirement, simple process and equipment, higher product purity, low cost	Products have high porosity (up to 69%), incomplete reaction due to short formation time and high temperature, potential formation of secondary phases
SPS	Low sintering temperature and short processing time, prevention of undesirable product formation, high energy efficiency, precise heat control, uniform sintering	Requires expensive DC materials, suitable for simple-shaped samples
HIP	Dense products with no pores, good mechanical properties, proper control over pore size, low-temperature sintering, nearly complete reaction in a short time	Inert gas may create up to 40% porosity, potential formation of secondary phases, expensive equipment, low production rate
MIM	Good shape complexity, high production rate, mechanical properties close to wrought materials, proper dimensional control	Residual porosity, high sintering temperature, potential for high impurity content, expensive tooling, size limitations for components

Table 2: Recent Studies on Nitinol Coatings for Orthodontic Applications

Coating Material	Study Conditions	Effect on Nitinol Corrosion	Other Effects
Al-SiO□	Artificial saliva	Reduction of Icorr from 23.72 to 1.72 $\mu A/cm^2$	Wear resistance
Ni-Ti-Cr	Artificial saliva	Reduction of Ecorr	-
Epoxy	Artificial saliva	Reduction of Ecorr-Epoxy Artificial saliva reduction of nickel release from 8.36 mg/L to 0.57 mg/L	-
Ni-P	Artificial saliva	Reduction in nickel ion release	-
Ni-P-NiTi	Artificial saliva	1.5 times more protective than Ni-P	Wear resistance

3-Biocompatibility and Corrosion Resistance

The biocompatibility of Nitinol alloys depends on their chemical composition, processing methods, and environmental conditions. The nickel content in this alloy can, under certain conditions, be released, leading to hypersensitivity or toxicity. Therefore, improving corrosion resistance through coating techniques and surface modifications is essential. Nitinol alloys naturally form a protective oxide layer (TiO□), which prevents corrosion and nickel ion release. However, in acidic environments or at high temperatures, this layer may degrade. Studies have shown that applying coatings such as Ni-P, titanium nitride (TiN), and biocompatible ceramics on the surface of Nitinol wires enhances their corrosion resistance and biocompatibility. The use of these coatings has been found to reduce nickel release by up to 80% and improve the durability of orthodontic wires in the oral environment. Table 2 presents recent research on Nitinol coatings suitable for orthodontic applications. Additionally, the effects of parameters such as pH and oral temperature on the corrosion resistance of Nitinol have been investigated. Results indicate that a decrease in pH (due to the consumption of acidic foods) and an increase in temperature can accelerate the corrosion rate. Therefore, selecting appropriate coatings and controlling the alloy composition play a crucial role in increasing the lifespan and safety of orthodontic wires.

4-Force-Bending Behavior of Orthodontic Wires

The force-bending behavior of Nitinol orthodontic wires is a critical factor influencing their therapeutic performance. This behavior is affected by various factors, including alloy type, heat treatment, friction between the wire and brackets, and the extent of elastic deformation. Three-point bending tests have demonstrated that Nitinol wires with a circular cross-section exert less force compared to rectangular wires, making them more suitable for the initial stages of treatment. The optimal force for tooth movement ranges between 0.1 and 0.5 N, which is necessary to prevent damage to oral tissues. One challenge in this context is the effect of friction between the wire and brackets on the force-bending behavior. As shown in Figure (2), if the friction component is strong enough, it can transform the typical constant force behavior of superelastic archwires into a force gradient. This indicates that as the tooth moves, the force is no longer generated at a constant level, potentially reducing the effectiveness of the applied force and increasing treatment duration. Research has shown that using surface coatings such as titanium nitride or biocompatible polymers can reduce friction and improve treatment performance. Furthermore, temperature variations in the oral environment influence the superelastic properties of Nitinol wires, such that an increase in temperature may reduce the recovery force and alter bending behavior. Therefore, selecting a suitable

alloy with a controlled transformation temperature is crucial for maintaining the optimal performance of orthodontic wires.

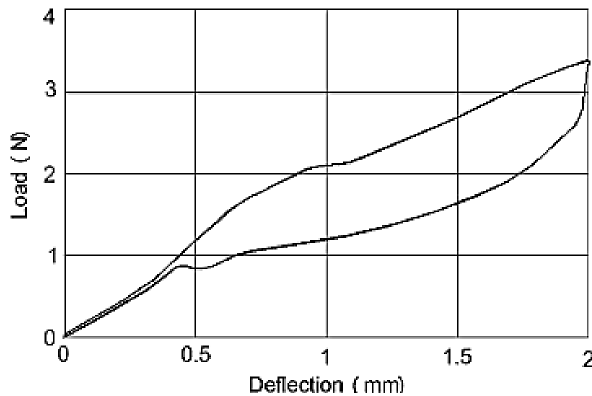


Figure 2: Effect of friction on the force-deflection diagram of an arch wire.

5-Conclusion

Studies have shown that precise control of chemical composition and heat treatment can enhance the mechanical properties of Nitinol wires. Additionally, surface coating plays a crucial role in improving corrosion resistance and reducing nickel ion release. Furthermore, investigations into the force-bending behavior of orthodontic wires have demonstrated that friction and the applied force on brackets have a direct impact on the treatment process. Therefore, optimizing wire design by reducing friction while maintaining appropriate force levels can enhance orthodontic treatment performance. Finally, with the advancement of new technologies in the manufacturing and coating of Nitinol alloys, optimizing these processes can significantly contribute to increasing the service life and improving the performance of this alloy in medical and dental applications.



مهندسی متالورژی و مواد

https://jmme.um.ac.ir/



بررسی آلیاژهای نایتینول در سیم‌های ارتودنسی: خواص، کاربرد و سازوکار*

مقاله پژوهشی

سید محمدرضا سیدی گل‌محله[۱] سروش پرویزی[۲] زهرا علیرضایی[۳]

DOI: 10.22067/jmme.2025.91160.1171

چکیده *نایتینول (NiTi)، به دلیل ویژگی‌های منحصربه‌فردی چون حافظه شکلی، مقاومت به خستگی و زیست‌سازگاری بالا، در حوزه‌های پزشکی و مهندسی بسیار مورد استفاده قرار گرفته‌است. از مهم‌ترین کاربردهای این آلیاژ در ساخت سیم‌های ارتودنسی است که به دلیل توانایی اعمال نیروی ثابت و کم‌فشار، موجب بهبود روند درمان و کاهش زمان درمان می‌شود. با این حال، چالش‌های متعددی از جمله آزادسازی یون‌های نیکل و تأثیر آن بر زیست‌سازگاری، کنترل ترکیب شیمیایی و بهینه‌سازی فرآیندهای تولید، همچنان نیازمند بررسی‌های عمیق‌تر هستند. در این پژوهش، تأثیر فرآیندهای تولید از جمله ذوب القایی و متالورژی پودر بر خواص مکانیکی و فازی سیم‌های نایتینول بررسی شده است. همچنین، نقش عملیات حرارتی و پیرسازی بر اصلاح ساختاری و بهبود خاصیت فوق‌الاستیک این آلیاژ تحلیل شده است. بررسی‌های انجام‌شده نشان می‌دهد که با کنترل دقیق ترکیب شیمیایی و جلوگیری از اکسیداسیون تیتانیوم در مراحل تولید، می‌توان خواص عملکردی نایتینول را بهینه‌سازی کرد. علاوه بر این، استفاده از پوشش‌های محافظ مانند Ni-P-NiTi نقش بسزایی در کاهش آزادسازی یون‌های نیکل و افزایش مقاومت به خوردگی این آلیاژ دارد. نتایج حاصل از بررسی نیروی بازگشتی سیم‌های نایتینول نشان می‌دهد که پیرسازی در دمای ۴۰۰ تا ۴۵۰ درجه سانتی‌گراد و به مدت کمتر از ۶۰ دقیقه، خاصیت فوق‌الاستیک را بهبود داده و استحکام مکانیکی را افزایش می‌دهد. در نهایت، تأثیر عوامل محیطی مانند pH و دما بر مقاومت به خوردگی این آلیاژ مورد بررسی قرار گرفته و مطابق نتایج اعمال پوشش‌های سطحی می‌تواند نرخ خوردگی را به‌طور قابل‌توجهی کاهش دهد.*

واژه های کلیدی نایتینول، حافظه شکلی، خاصیت فوق‌الاستیک، زیست‌سازگاری، مقاومت به خوردگی، عملیات حرارتی، پوشش‌دهی.

Investigation of Nitinol Alloys in Orthodontic Wires: Properties, Applications, and Mechanisms

Seyed Mohammadreza Seyedi Golmahaleh Soroush Parvizi Zahra Alirezaei

Abstract *Nitinol (NiTi), due to its unique properties such as shape memory effect, fatigue resistance, and high biocompatibility, has been extensively used in medical and engineering fields. One of the most significant applications of this alloy is in the production of orthodontic wires, which, due to their ability to apply constant and low-force pressure, enhance the treatment process and reduce its duration. However, several challenges, including nickel ion release and its impact on biocompatibility, chemical composition control, and manufacturing process optimization, still require further investigation. This study examines the effects of manufacturing processes, including induction melting and powder metallurgy, on the mechanical and phase properties of Nitinol wires. Additionally, the role of heat treatment and aging in structural modification and improvement of the superelastic property of this alloy has been analyzed. The investigations indicate that by precisely controlling the chemical composition and preventing titanium oxidation during production, the functional properties of Nitinol can be optimized. Furthermore, the application of protective coatings such as Ni-P-NiTi plays a significant role in reducing nickel ion release and increasing the corrosion resistance of this alloy. The results obtained from the evaluation of the restoring force of Nitinol wires indicate that aging at a temperature range of 400 to 450°C for less than 60 minutes improves superelasticity and enhances mechanical strength. Finally, the influence of environmental factors such as pH and temperature on the corrosion resistance of this alloy has been examined, and the results suggest that applying surface coatings can significantly reduce the corrosion rate.*

Keywords Nitinol, shape memory, Superelasticity, Biocompatibility, Corrosion resistance, Heat treatment, Coating.

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۲/۴/۲۸ و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۲/۱۱/۲۴می‌باشد.

(۱) دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

(۲) نویسنده مسئول: دانشیار، مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران

(۳) فارغ التحصیل کارشناسی ارشد، مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران

Email: parvizi@sru.ac.ir

مقدمه

آلیاژهای نایتینول (NiTi) به دلیل داشتن خواص منحصر به فردی مانند، استحکام مکانیکی بالا، زیست‌سازگاری خوب و مقاومت عالی در برابر خوردگی، به طور گسترده‌ای در ساخت سیم‌های ارتودنسی مورد استفاده قرار می‌گیرند [1]. نایتینول، آلیاژی از ترکیب نیکل و تیتانیوم با نسبت‌های اتمی بین Ti–۵۰Ni تا Ti–۵۰/۵Ni است، که می‌تواند سه فاز مختلف آستنیت مکعبی مرکزپر، مارتنزیت مونوکلینیک و مارتنزیت رومبوهدرال تشکیل دهد. دمای استحاله آستنیت به مارتنزیت و بالعکس، به شدت تحت تأثیر ترکیب شیمیایی آلیاژ نایتینول قرار دارد که از عوامل اصلی در تعیین رفتار و خواص این آلیاژ است. اگر دمای استحاله آستنیتی در آلیاژهای حافظه‌دار کمتر از دمای بدن انسان (۳۰ تا ۳۷ درجه سانتی‌گراد) باشد، این آلیاژ در فاز آستنیت باقی می‌ماند و تحت تنش، خاصیت فوق‌الاستیکی از خود نشان می‌دهد. در این حالت، آلیاژ قادر است تحت بارگذاری، طول خود را ۶ تا ۸ درصد بیشتر از حالت اولیه افزایش دهد و به محض برداشتن بار، به طول اولیه خود بازگردد. این ویژگی منحصر به فرد، نایتینول را به یک گزینه مناسب برای استفاده در سیم‌های ارتودنسی تبدیل کرده است [2,3]. استحاله فازی در نایتینول، مشابه با فلزات و آلیاژهای آلوتروپیک دیگر، می‌تواند به صورت حرارتی (از طریق گرم یا سرد کردن) یا مکانیکی (از طریق بارگذاری یا تخلیه بار) رخ دهد. در ارتودنسی، استحاله فازی عمدتا به صورت مکانیکی اتفاق می‌افتد؛ بنابراین، برای بررسی عملکرد سیم‌های کمانی، می‌توان از تست‌های کشش و فشار در دماهای پایان آستنیتی شدن (Af) و بالاترین دمای تبدیل مارتنزیت ناشی از تنش (Mf) استفاده کرد [4]. یک ماکزیمم یا قله (peak) تنش در اثر تبدیل آستنیت به مارتنزیت ایجاد می‌شود که آزادسازی این تنش با تبدیل مجدد مارتنزیت به آستنیت عامل اصلی حرکت و تراز کردن دندان‌ها در ارتودنسی است [5].

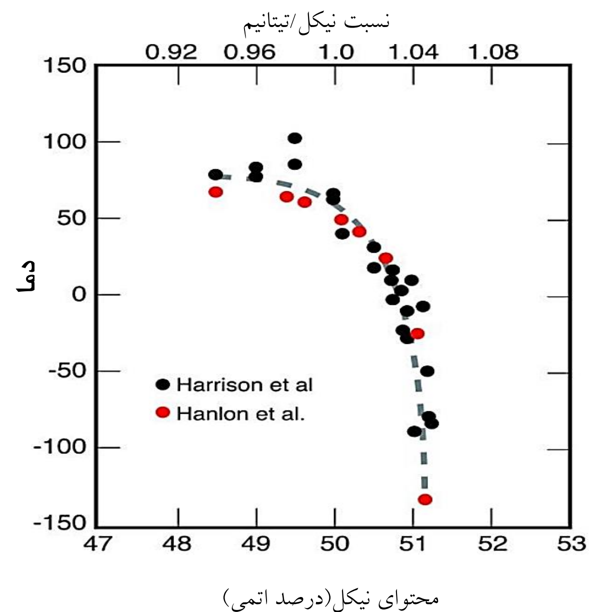
یکی از چالش‌های مهم در استفاده از نایتینول، آزادسازی یون‌های نیکل سمی است که می‌تواند بر زیست‌سازگاری آن تأثیر بگذارد. تحقیقات نشان داده که غلظت یون‌های نیکل آزادشده در محیط‌های خورنده دهان، از ۰/۱ تا ۰/۵ میلی‌گرم بر لیتر متغیر است و این مقدار از نیکل ممکن است در طولانی مدت مشکلات حساسیتی یا سمیت ایجاد کند [1]. به منظور کاهش این اثرات، استفاده از پوشش‌های محافظ مانند Ni-P و Ni-P-NiTi می‌تواند میزان آزادسازی یون‌های نیکل را تا ۸۰ درصد کاهش دهد. علاوه بر این، مقاومت به خوردگی این آلیاژ در محیط‌هایی با pH متغیر (بین ۳ تا ۷) نشان می‌دهد که تحت شرایط خاص، نایتینول مقاومت بهتری نسبت به فولاد ضدزنگ دارد. تست خمش و بررسی نیروی بهینه، یکی از روش‌های کلیدی برای ارزیابی خواص مکانیکی سیم‌های نایتینول در کاربردهای ارتودنسی است. در تست خمش سه‌نقطه‌ای، سیم تحت نیروی عمودی قرار می‌گیرد و میزان خمش و بازگشت نیرو اندازه‌گیری می‌شود. این آزمایش نشان داده که نیروی بهینه برای حرکت دندان‌ها در محدوده ۰/۱ تا ۰/۵ نیوتن است، زیرا این نیرو ضمن کاهش آسیب به بافت‌ها، کارایی ارتودنسی را افزایش می‌دهد. با این حال، اصطکاک ایجاد شده بین سیم‌های کمانی و براکت‌های ارتودنسی می‌تواند رفتار نیرو–خمش را تغییر دهد. اصطکاک بالا باعث ایجاد شیب در نمودار نیروی آزاد شده می‌شود و از ثابت ماندن نیرو جلوگیری می‌کند، که این مسئله روند درمان را طولانی‌تر کرده و کیفیت آن را کاهش می‌دهد. استفاده از سیم‌های دایره‌ای در مراحل اولیه درمان و توجه به جنس و سطح سیم‌ها، از جمله راهکارهای کاهش اثرات نامطلوب اصطکاک است [6]. در سال‌های اخیر توجه گسترده‌ای برای اصلاح ساختاری و افزایش طول عمر و کارایی سیم‌های ارتودنسی نایتینولی معطوف شده است. عملیات حرارتی نقش مهمی در بهبود خواص مکانیکی و تنظیم رفتار استحاله‌ای آلیاژ نایتینول دارد. فرآیند پیرسازی در دماهای ۴۰۰ تا ۴۵۰ درجه سانتی‌گراد و زمان‌های کمتر از ۶۰ دقیقه، با تشکیل رسوبات غنی از نیکل مانند Ni_4Ti_3، موجب بهبود خاصیت فوق‌الاستیک و افزایش استحکام مکانیکی سیم‌های ارتودنسی می‌شود. این رسوبات به عنوان موانع حرکت نابه‌جایی عمل کرده و رشد صفحات مارتنزیتی را کنترل می‌کنند. همچنین عملیات حرارتی در دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد، به مدت ۲۰ دقیقه صفحات مارتنزیتی تثبیت‌شده را به فاز آستنیتی باز می‌گرداند و خاصیت فوق‌الاستیک را احیا می‌کند. با این حال، افزایش بیش از حد دما یا زمان عملیات می‌تواند باعث رسوب‌گذاری بیش‌ازحد یا تشکیل فازهای ثانویه مانند Ti_2Ni شود که خواص مکانیکی و فوق‌الاستیک سیم را کاهش می‌دهد. بنابراین، تنظیم دقیق شرایط عملیات حرارتی برای بهینه‌سازی عملکرد سیم‌های نایتینول ضروری است [7,8].

با توجه به اهمیت آلیاژ نایتینول در کاربردهای ارتودنسی و

ویژگی‌های خاص آن، این مقاله یک بررسی جامع از فرآیندهای ساخت، خواص سوپر الاستیسیته، زیست‌سازگاری و مقاومت به خوردگی آلیاژ نایتینول است. همچنین تأثیر عوامل مختلف مانند دما، pH و پوشش‌دهی بر ویژگی‌های این آلیاژ و عملکرد سیم‌های ارتودنسی مورد بررسی قرار گرفته است.

فرآیندهای ساخت آلیاژ نایتینول

دمای شروع و پایان تبدیل فاز به شدت به ترکیب آلیاژ بستگی دارد، به طوری که حتی کوچک‌ترین نوسان در ترکیب می‌تواند به طور قابل‌توجهی دمای استحاله را تغییر دهد. دمای شروع مارتنزیت (Ms) به‌طور تجربی وابسته به ترکیب آلیاژ است. همان‌طور که در شکل (۱) مشاهده می‌شود، کاهش محتوای نیکل منجر به افزایش قابل‌توجهی در دمای استحاله مارتنزیتی می‌شود [9]. این موضوع مشکلات خاصی در استفاده از نایتینول ایجاد کرده و نیازمند کنترل دقیق ترکیب محصول نهایی است [10].



شکل ۱ وابستگی دمای شروع مارتزیت به محتوای نیکل [9]

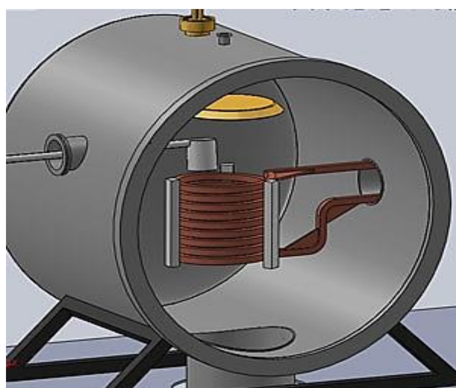
فرآیندهای ریخته‌گری

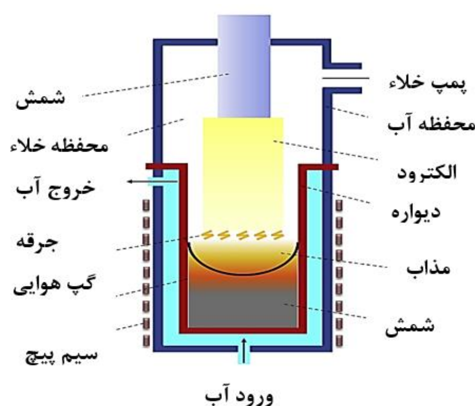
در فرایند ریخته‌گری آلیاژهای حافظه‌شکلی (SMAs) از روش‌های ذوب قوسی (Arc Melting) یا ذوب القایی (Induction Melting) استفاده می‌شود و نمونه پس از ریخته‌گری، تحت فرآیندهای کار گرم و ماشین‌کاری قرار می‌گیرد تا به شکل نهایی درآید. برای جلوگیری از آلودگی در حین ذوب، این فرآیندها معمولا در اتمسفر گاز بی‌اثر انجام می‌شوند. همچنین، استفاده از مواد اولیه خالص برای دستیابی به ترکیب یکنواخت و خواص همگن در آلیاژ ضروری است. دو روش اصلی برای ذوب این آلیاژها عبارت‌اند از ذوب القایی تحت خلأ (VIM - Vacuum Induction Melting) و ذوب قوسی تحت خلأ (VAR - Vacuum Arc Remelting) هزینه تولید در هر دو روش مشابه است و هر دو روش مواد اولیه مناسبی برای الزامات امروزی تجهیزات پزشکی فراهم می‌کنند [11]. شکل(۲) شماتیکی از دو روش فوق را نشان می‌دهد [12,13]. در روش ذوب القایی در خلأ مواد خام (تیتانیوم و نیکل) در یک بوته گرافیتی تحت خلأ یا اتمسفر گاز خنثی ذوب می‌شوند. در این فرایند، در این فرآیند، میدان مغناطیسی متناوب تولیدشده توسط کویل القایی، جریان‌های گردابی الکتریکی را در بوته و فلزات القا می‌کند. این نیروهای الکترودینامیکی باعث ایجاد حرکت در مذاب شده و با هم‌زدن آن، ترکیب شیمیایی را یکنواخت و خواص متالورژیکی را بهبود می‌بخشد. از سوی دیگر، در فرآیند ذوب القایی در خلأ، مذاب NiTi قادر است کربن را حل کرده و ذرات TiC در حین جامدسازی تشکیل می‌شوند. این امر غلظت نیکل در آلیاژ NiTi را افزایش داده و دمای انتقال فاز را کاهش می‌دهد. محتوای کربن در شمش تحت شرایط مناسب بین ppm 200 تا ppm 500 است که تأثیری بر ویژگی‌های حافظه شکلی آلیاژ ندارد. یکی دیگر از مزایای این روش، قابلیت کنترل دقیق ترکیب شیمیایی است. در صورت انجام دقیق عملیات، دمای Ms شمش می‌تواند با دقت ±5 درجه سانتی‌گراد کنترل شود. سایر مواد بوته‌ای ممکن است مشکلاتی مانند حساسیت به ترک‌خوردگی حرارتی، قیمت بالاتر و ناپایداری ترمودینامیکی به دلیل تکامل اکسیژن داشته باشند [13].

در مقابل، فرایند ذوب قوسی تحت خلأ نیازی به استفاده از بوته ندارد و محصولی با خلوص بسیار بالا تولید می‌کند. این روش دیگر نیازی به بوته ندارد و همچنین بازدهی خلوص بسیار بالا و همگنی شیمیایی از طریق چندین چرخه ذوب را فراهم می‌کند. در روش ذوب قوسی تحت خلأ، سیستم گرمایشی به دو

نوع تقسیم می‌شود. در نوع اول از یک الکترود غیرمصرفی برای ایجاد قوس الکتریکی استفاده می‌شود که به دلیل انعطاف‌پذیری در پردازش طیف گسترده‌ای از آلیاژها، در آزمایشگاه‌ها ترجیح داده می‌شود. در این روش، مواد خام روی یک قالب مسی نصب شده و با قوس آرگون از یک الکترود تنگستنی حرارت داده می‌شوند. هنگام ذوب، آلیاژ به دلیل کشش سطحی به شکل دکمه‌ای درمی‌آید و برای دستیابی به ترکیب یکنواخت، معمولاً چندین بار مجددا ذوب می‌شود. در نوع دوم، از یک الکترود مصرفی که خود شامل مواد خام مورد ذوب است، استفاده می‌شود. این الکترود هم‌زمان به‌عنوان منبع گرما و تأمین‌کننده مواد عمل می‌کند. با اعمال قوس آرگون، الکترود گرم شده و آلیاژ مذاب به داخل قالب ریخته و یک شمش استوانه‌ای تشکیل می‌دهد. این روش از نظر بهره‌وری بالاتر از نوع اول بوده و برای تولید آلیاژهای NiTi با کیفیت بالا مناسب است، مشروط بر اینکه تعداد چرخه‌های ذوب، همگنی شمش و جلوگیری از جذب اکسیژن به‌دقت کنترل شوند. یکی از چالش‌های ذوب چندباره در این روش، افزایش غلظت کربن و اکسیژن است که در صورت نشتی در خلأ رخ می‌دهد. اکسیژن به‌ویژه در چنین شرایطی به‌راحتی جذب شده و منجر به تشکیل فازهای غنی از اکسیژن و کربن می‌شود. این مسئله باعث کاهش میزان Ti در آلیاژ شده و در نتیجه دماهای انتقال فاز را کاهش می‌دهد که می‌تواند بر عملکرد آلیاژ تأثیر منفی بگذارد [14].

در کنار روش‌های مرسوم ذوب القایی تحت خلأ و ذوب قوسی تحت خلأ، روش ذوب پرتوی الکترونی (EBM - Electron Beam Melting) نیز می‌تواند برای تولید آلیاژهای نایتینول استفاده شود. در این روش، ذوب در یک بوته مسی خنک‌شونده با آب و تحت خلأ بالا (فشار کمتر از 10^{-2} پاسکال) انجام می‌شود، که باعث کاهش میزان آلودگی کربنی و اکسیژنی می‌شود. این حال، این فرآیند با چالش‌هایی همراه است، از جمله کنترل دشوار ترکیب شیمیایی به دلیل تبخیر برخی عناصر در فشار بالا و عدم یکنواختی ترکیب شیمیایی در سراسر شمش به دلیل انجماد یک‌جهته از پایین به بالا. با این وجود، روش پرتو الکترونی برای تولید آلیاژهای NiTi که نیاز به کنترل دقیق دماهای تحول فازی ندارند، گزینه‌ای مناسب محسوب می‌شود [15].


(الف)



(ب)

شکل ۲ نمایی از روش‌های: (الف)کوره ذوب القایی در خلاء [12]، (ب) کوره قوسی ذوب مجدد در خلاء [13]

فرآیندهای متالورژی پودر

پودرهای فلزی از طریق فرآیندهای انجماد سریع مانند اتمیزه‌سازی گازی یا الکترود چرخان تولید می‌شوند. پودرهای اتمیزه‌شده با گاز معمولا شکل کروی دارند و برای تبدیل آن‌ها به قطعات نهایی، نیاز به فرآیندهای فشرده‌سازی مانند پرس ایزواستاتیک گرم (HIP-Hot Isostatic Pressing) یا قالب‌گیری تزریقی فلز (MIM-Metal Injection molding) است. متالورژی پودر این امکان را فراهم می‌کند که ترکیب‌های آلیاژی با درصدهای بالاتر تولید شوند، بدون اینکه مشکلاتی مانند جدایش شیمیایی ایجاد شود. این روش ساختاری یکنواخت و همگن ایجاد کرده و در نتیجه خواص مکانیکی و فیزیکی ایزوتروپیک را بهبود می‌بخشد. علاوه بر این، بهبود خواص مکانیکی در این روش باعث افزایش طول عمر قطعات شده و یا امکان استفاده از مواد با گرید پایین‌تر را در کاربردهای حساس فراهم می‌کند. افزایش داکتیلیته در فرایند متالورژی پودر امکان اجرای

فرآیندهایی مانند آهنگری، نورد، اکستروژن و سایر فرآیندهای کار گرم را فراهم می‌سازد. همچنین، ماشین‌کاری آسان‌تر به دلیل ریزساختار یکنواخت و ریزدانه یکی دیگر از مزایای این روش است. از آنجا که آلیاژ نایتینول دارای قابلیت ماشین‌کاری محدودی است، روش‌های ساخت نزدیک به شکل نهایی در تولید آن ترجیح داده می‌شوند.

فرآیند متالورژی پودر به دلیل توانایی آن در تولید قطعات نیمه‌ساخته و شکل‌نهایی، گزینه‌ای مناسب برای تولید صنعتی نایتینول محسوب می‌شود. علاوه بر این، استفاده از این روش موجب صرفه‌جویی در مصرف مواد، کاهش انرژی مصرفی، امکان اتوماسیون فرآیند و کنترل دقیق ترکیب شیمیایی می‌شود. در عین حال، این روش مشکلات ناشی از فرآیندهای ذوب مانند جدایش شیمیایی را از بین می‌برد و کیفیت نهایی محصول را بهبود می‌بخشد [15]. فرآیندهای تولید نایتینول بر پایه پودر به دو دسته اصلی تقسیم شده‌اند: فرآیندهای متالورژی پودر مرسوم (Conventional Powder Metallurgy) و فرآیندهای ساخت افزایشی (AM-Additive Manufacturing) [16].

فرآیندهای متالورژی پودر مرسوم

پنج روش اصلی برای تولید آلیاژهای متراکم و متخلخل نایتینول از پودرهای اولیه و پیش‌آلیاژی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. این روش‌ها شامل تف‌جوشی متداول (CS-Conventional Sintering)(CS) ، سنتز خود انتشاری با دمای بالا (SHS-Self-propagating High-temperature Synthesis) (SHS)، پرس ایزواستاتیک گرم(HIP)، تف‌جوشی پلاسما جرقه‌ای (SPS-Spark Plasma Sintering) (SPS) و قالب‌گیری تزریقی فلز (MIM) هستند. تف‌جوشی متداول از ساده‌ترین روش‌های متالورژی پودر است. در این روش، نمونه‌ها تحت گرمادهی طولانی‌مدت قرار می‌گیرند، اما کنترل دقیق شکل و اندازه حفرات امکان‌پذیر نیست. ساختار متخلخل حاصل در این روش معمولا دارای اندازه‌های کوچک و شکل‌های نامنظم است. با این روش می‌توان حداکثر ۴۰ درصد تخلخل ایجاد کرد. یکی دیگر از روش‌ها سنتز خود احتراقی است که یک فرآیند احتراق گرمایی محسوب می‌شود، در این روش، واکنش از یک انتهای نمونه آغاز شده و به‌صورت خودپایدار در سراسر آن گسترش می‌یابد و واکنش بین نیکل و تیتانیوم به دلیل گرمای تولید شده ادامه پیدا می‌کند. یکی از چالش‌های اصلی این روش، عدم کنترل دقیق فازهای بین‌فلزی است. تخلخل محصول در این روش به تخلخل اولیه مواد خام، شرایط سنتز مانند تغییر حجم مولی، شیب حرارتی جبهه احتراق و گازهای ایجاد شده در اثر حذف ناخالصی‌های فرار بستگی دارد. با کنترل دما و افزودن مواد رقیق‌کننده، امکان تغییر اندازه و توزیع حفرات وجود دارد. با این حال، فازهای بین‌فلزی مانند Ti_2Ni، Ni_3Ti و Ni_4Ti_3 معمولا در ساختار نهایی حضور دارند که باعث شکنندگی آلیاژ می‌شوند. در روش سنتز خود احتراقی می‌توان تخلخل‌هایی بیش از ۵۰ درصد ایجاد کرد. این روش نیاز به پیش‌گرم کردن نمونه‌ها دارد، زیرا گرمای تولیدشده در واکنش بین نیکل و تیتانیوم کافی نیست تا احتراق خودپایدار شود. پیش‌گرم کردن بیش از حد می‌تواند باعث ایجاد ساختار متخلخل ناهمسانگرد شود. فرآیند سنتز خود احتراقی به دو شیوه مختلف انجام شود که هر یک تأثیر مستقیمی بر ریزساختار نهایی و خواص مکانیکی آلیاژ دارند.

۱. احتراق نقطه‌ای که واکنش از یک نقطه آغاز شده و در سراسر نمونه گسترش می‌یابد.
۲. احتراق حجمی که کل نمونه تا دمای واکنش گرم شده و سپس واکنش به‌طور همزمان در کل حجم نمونه اتفاق می‌افتد.

در مقایسه با روش‌های سنتی احتراق فلزات، دمای احتراق در سنتز خودانتشاری برای نایتینول نسبتا پایین بوده و در محدوده ۸۷۰ تا ۱۰۷۰ درجه سانتی‌گراد قرار دارد، که کمتر از نقطه ذوب نیکل و تیتانیوم است. کنترل دقیق فاز پیش‌گرم و استفاده از منابع گرمایی خارجی مانند لیزر می‌تواند بهبود یکنواختی ساختار محصول، کاهش نواقص متالورژیکی و کنترل بهتر ترکیب فازی را به همراه داشته باشد.

فرآیند پرس ایزواستاتیک گرم یک روش تف‌جوشی تحت فشار است که امکان تولید قطعاتی با چگالی نظری بدون تخلخل را فراهم می‌کند. در آلیاژهای متراکم نایتینول، تحول مارتنزیتی ناشی از تنش به‌طور یکنواخت در سراسر نمونه رخ داده و در داده‌های آزمون کشش، مناطق تحول فازی مشخص قابل مشاهده هستند. در این روش، مخلوط پودرهای فلزی اولیه درون یک محفظه کاملا جوشکاری‌شده و تخلیه‌شده از گاز قرار گرفته و تحت فشار و دمای بالا فشرده می‌شود. گاز آرگون نیز می‌تواند به‌عنوان محیط بی‌اثر مورد استفاده قرار گیرد که با حذف نیاز به محفظه هوابندی‌شده، فرآیند را ساده‌تر می‌کند. در این حالت، گاز آرگون درون پودرهای فلزی به دام افتاده و پس از فرآیندتف‌جوشی، منجر به تشکیل حفرات کروی‌شکل در ساختار

نهایی می‌شود. از مزایای فرآیند پرس ایزواستاتیک گرم می‌توان به زمان کوتاه‌تر انتشار در حالت جامد، کنترل بهتر بر اندازه حفرات و امکان تولید قطعات با اشکال مختلف است. در مقایسه با روش سنتز خود احتراقی، این روش کنترل‌پذیرتر و پایدارتر بوده و قابلیت تولید ناتینول متخلخل با تخلخل‌های نزدیک به کروی (۴۰–۳۰ درصد) را فراهم می‌کند.

فرآیندتف‌جوشی پلاسما جرقه‌ای که با نام تف‌جوشی با جریان الکتریکی پالسی (Pulsed Electric Current –PECS Sintering) نیز شناخته می‌شود، یک روش پیشرفته برای تولید قطعات متخلخل نایتینول از پودرهای پیش‌آلیاژی است. در این روش، پودرهای پیش‌آلیاژی درون یک قالب گرافیتی قرار داده شده و تحت فشار قرار می‌گیرند. سپس یک جریان الکتریکی پالسی قوی به نمونه اعمال می‌شود که باعث اتصال ذرات در دماهای نسبتا پایین و در مدت‌زمان کوتاه است. تخلیه جرقه‌ای باعث خالص‌سازی سطح ذرات و بهبود کیفیت نهایی محصول سینترشده می‌شود. این روش سرعت بالاتری نسبت به سایر روش‌ها دارد و می‌تواند قطعاتی با کیفیت سطحی و استحکام بالا تولید کند.

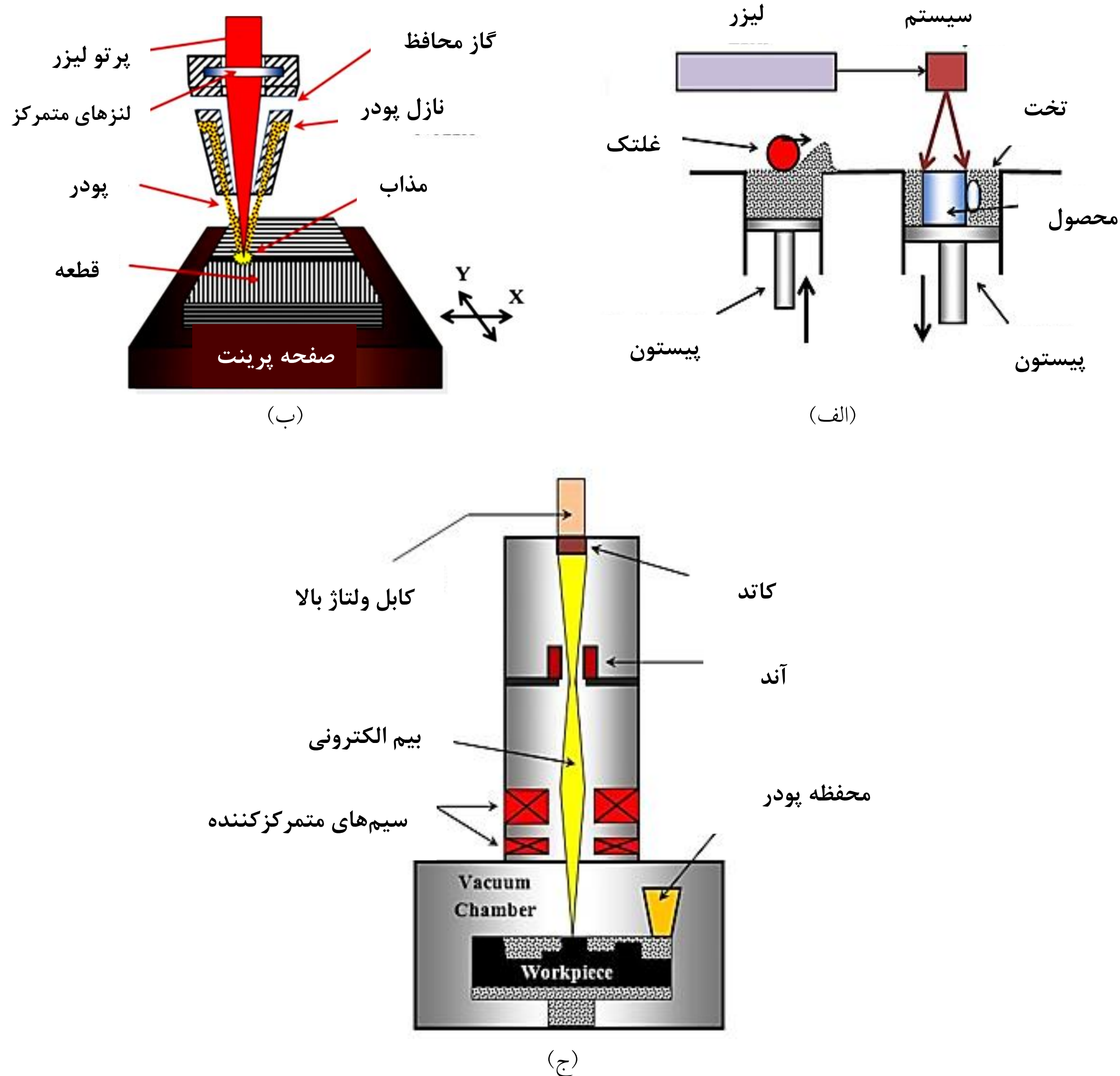
از دیگر فرایندهای متالورژی پودر روش قالب‌گیری تزریقی فلز است. این روش مشابه قالب‌گیری تزریقی پلاستیک‌ها عمل می‌کند و برای تولید انبوه قطعات کوچک و پیچیده (معمولا زیر ۴۰۰ میکرون) با هزینه کم مورد استفاده قرار می‌گیرد. این روش علاوه بر آلیاژهای فلزی، برای تولید قطعات سرامیکی و کامپوزیتی نیز کاربرد دارد. این فرایند شامل چهار مرحله اصلی است:

۱. تهیه خوراک اولیه (مخلوط پودر آلیاژ و ماده چسباننده)
۲. قالب‌گیری تزریقی
۳. حذف چسباننده
۴. تفجوشی در دمای بالا حدود ۱۲۰۰ °C

برای دستیابی به نتایج مطلوب، هر مرحله باید بهینه‌سازی شود. در مرحله قالب‌گیری، دما و فشار مواد تزریق‌شده و طراحی صحیح قالب تأثیر قابل‌توجهی بر کیفیت نهایی دارد. حذف چسباننده ابتدا در یک حمام شیمیایی و سپس تحت خلأ و دمای بالا انجام می‌شود. به دلیل فعالیت سینترینگ پایین پودرهای نایتینول و نبود پیش‌فشرده‌سازی، این فرآیند نیازمند دماهای بالایتف‌جوشی است. همچنین، تهیه پودر مناسب از نظر اندازه و ترکیب، و جلوگیری از آلودگی خارجی، برای موفقیت این فرآیند ضروری است. در تولید قطعات نایتینول برای کاربردهای هوافضا و پزشکی، استاندارد ASTM F167 الزام می‌کند که میزان ناخالصی اکسیژن زیر ۳۰۰ ppm باشد. بنابراین، این فرآیندها باید در محیط‌های محافظت‌شده انجام شوند. برای مثال، برای تولید ابزارهای پزشکی، از پودرهای پیش‌آلیاژی نایتینول با قطر کمتر از ۲۱ میکرون استفاده می‌شود. بررسی‌های انجام شده نشان می‌دهد که چگالی این محصولات حدود ۹۵ درصد چگالی نظری نایتینول بوده و در حین فرآیند، فازهای ناخالصی غنی از تیتانیوم مانند TiC و TiO_2 در زمینه NiTi ظاهر شدند که ترکیب را به نفع فاز غنی از نیکل تغییر دادند. مزایا و محدودیت‌های هر روش به طور خلاصه در جدول (۱) آورده شده است [15].

جدول ۱ مزایا و محدودیت‌های فرآیندهای متالورژی پودر مرسوم [15]

فرآیند PM	مزایا	محدودیت‌ها
CS	هزینه کم، دقت ابعادی خوب، نرخ تولید بالا، در دسترس بودن طیف وسیعی از مواد	محصولات حاوی مقدار زیادی حفره (تا ۴۰٪)، کنترل کم بر روی اندازه و مقدار حفره‌ها، احتمال ایجاد حفرات ثانویه
SHS	نیاز کم به انرژی، سادگی فرآیند و تجهیزات، خلوص بالاتر محصولات، هزینه کم	محصولات دارای مقدار بالای تخلخل (تا ۶۹٪)، احتمال ناقص بودن واکنش به دلیل زمان کوتاه شکل‌گیری و دمای بالا، احتمال ایجاد فازهای ثانویه
SPS	دمای زینترینگ پایین و زمان پردازش کوتاه، جلوگیری از تولید محصولات ناخواسته، بازده انرژی بالا، دقت در کنترل حرارت، یکنواختی زینترینگ	نیاز به مواد DC گران، مناسب برای نمونه‌های با اشکال ساده
HIP	محصولات متراکم بدون حفره، خواص مکانیکی خوب، کنترل مناسب روی اندازه حفره، زینترینگ با دمای پایین، واکنش تقریبا کامل با زمان کوتاه	گاز بی‌اثر می‌تواند حفراتی تا ۴۰٪ ایجاد کند، احتمال ایجاد فازهای ثانویه، تجهیزات پرهزینه، نرخ تولید پایین
MIM	پیچیدگی شکل خوب، نرخ تولید بالا، محصولات با خواص مکانیکی نزدیک به مواد کار شده، کنترل ابعادی مناسب	محصولات با حفره‌های باقی‌مانده، دمای زینترینگ بالا، احتمال وجود مقدار زیاد ناخالصی، ابزارسازی پرهزینه، محدودیت اندازه قطعه



شکل ۳ نمایی از روش‌های: (الف) فرآیند SLS [15]، (ب) فرآیند LENS [15]، (ج) فرآیند EBM [15]

فرآیندهای تولید افزایشی

ساخت افزایشی، که با نام نمونه‌سازی سریع نیز شناخته می‌شود، فرآیندی است که در آن قطعات از طریق افزودن پیوسته لایه‌های مواد شکل می‌گیرند. در این روش، هندسه‌ی دقیق قطعه ابتدا از طریق مدل‌سازی سه‌بعدی تعیین شده و سپس مواد به‌صورت لایه‌لایه ذوب، رسوب‌گذاری و تثبیت می‌شوند تا ساختار نهایی شکل بگیرد. از جمله مزایای ای روش می‌توان به تولید قطعات با هندسه‌های پیچیده بدون نیاز به ابزارهای برشی و قالب‌گیری، کاهش هدررفت مواد و افزایش بهره‌وری، امکان تولید سریع قطعات بدون نیاز به ریخته‌گری یا فورجینگ پرهزینه و صرفه‌جویی در انرژی و هزینه‌های تولید اشاره کرد. روش‌های متعددی در ساخت افزایشی برای تولید قطعات فلزی و آلیاژی وجود دارد که مهم‌ترین آن‌ها عبارتند از: تف‌جوشی لیزری انتخابی (SLS-Selective Laser Sintering) (SLS)، ذوب لیزری انتخابی (SLM-Selective Laser Melting) (SLM)، شکل‌دهی خالص لیزری (LENS-Laser Engineered Net Shaping) (LENS) و ذوب پرتو الکترونی (EBM-Electron Beam Melting) (EBM).

تفجوشی لیزری انتخابی اولین روش تجاری‌سازی‌شده در ساخت افزایشی است که با استفاده از یک لیزر پرقدرت، ذرات پودر را به یکدیگر متصل کرده و قطعات سه‌بعدی تولید می‌کند. این روش ابتدا برای نمونه‌سازی پلیمری توسعه یافت و سپس به فلزات، سرامیک‌ها و کامپوزیت‌ها تعمیم داده شد. این روش

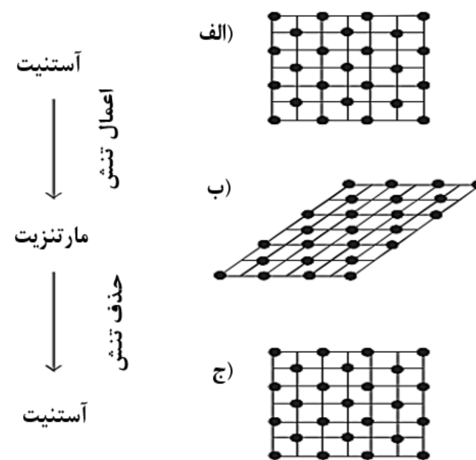
هزینه‌ی بالایی دارد که ناشی از استفاده از لیزر پرقدرت است. همچنین، برای دستیابی به کیفیت سطحی مطلوب، به عملیات تکمیلی مانند ماشین‌کاری یا پولیش‌کاری نیاز دارد. علاوه بر این، پیش‌گرمایش بستر پودر جهت جلوگیری از انقباض حرارتی و تغییر شکل ضروری است. برای کاهش اثر اکسیداسیون نیز از محفظه‌ی حاوی نیتروژن استفاده می‌شود.

در روش ذوب لیزری انتخابی، یک لیزر پرقدرت (معمولا Nd:YAG) یا فیبری برای ذوب کامل پودرهای فلزی و تشکیل قطعات سه‌بعدی استفاده می‌شود. در این روش، دقت بالاتر، خواص مکانیکی بهتر و تولید قطعات متراکم‌تر نسبت به SLS را فراهم می‌کند. از ویژگی‌های مهم این روش امکان ذوب کامل پودرها و تولید قطعات بدون تخلخل، استفاده از الگوهای اسکن متفاوت برای کاهش تنش‌های پسماند، کنترل اثر اکسیژن برای بهبود خواص مکانیکی است.

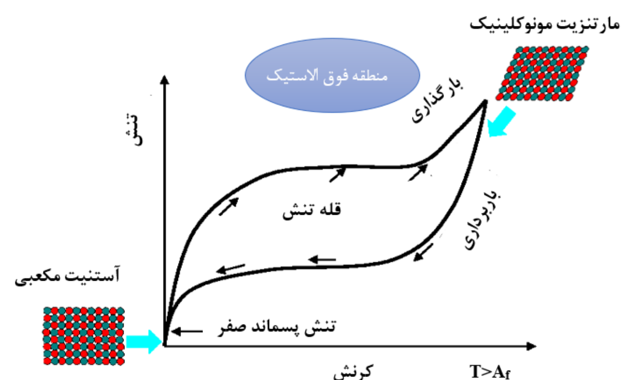
از دیگر روش‌های ساخت افزایشی روش شکلدهی خالص لیزری است. در این روش، پودر فلزی همزمان با ذوب شدن توسط لیزر، تزریق می‌شود. این روش عمدتا برای ساخت قطعات سه‌بعدی در مقیاس صنعتی از فلزات مختلف استفاده می‌شود. از ویژگی‌های مهم این روش، امکان تولید قطعات متراکم یا متخلخل بسته به تنظیمات لیزر، قابلیت کنترل ریزساختار با تنظیم توان لیزر و نرخ اسکن و خواص متالورژیکی و مکانیکی بهتر نسبت به روش‌های سنتی است. در روش شکلدهی خالص لیزری برای تولید نایتینول، قطعات بدون حضور فازهای ناخواسته مانند Ti_2Ni، Ni_4Ti_3 و Ni_3Ti ساخته شده‌اند. کنترل دقیق انرژی لیزر موجب ایجاد ریزساختارهای دانه‌ای ریزتر شده و در نتیجه، استحکام فشاری محصولات نهایی به محدوده ۸۹۰ تا ۱۰۵۰ MPa افزایش یافته است. در این فرآیند، با استفاده از ذوب لایه‌ای پودر فلزی توسط پرتو الکترونی در شرایط خلأ بالا قطعات را تولید می‌کند. دمای کاری حدود ۱۰۰۰سانتی گراد در محفظه خلأ بالا، کاهش تنش‌های پسماند و تحریفات حرارتی در مقایسه با ذوب لیزر انتخابی، امکان تولید قطعات کاملا متراکم و بدون حفره و بازیافت پودرهای استفاده‌نشده از جمله مزایای مهم این روش هستند [15,17,18]. شکل (۳) نمایی از فرآیندهای تولید افزایشی با متالورژی پودر را نشان می‌دهد.

خاصیت سوپر الاستیسیته آلیاژ نایتینول

آلیاژ نایتینول از دو فاز اصلی تشکیل شده است که تأثیر چشمگیری بر ویژگی‌های منحصربه‌فرد آن دارند. فاز آستنیت که دارای ساختار بلوری مکعبی مرکزپر است، در دماهای بالاتر یا شرایط تنش کم پایدار است. در مقابل، فاز مارتنزیت ساختار بلوری مونوکلینیک دارد و در دماهای پایین‌تر یا تحت تنش پایدار می‌شود. تغییرات بین این دو فاز، پایه‌گذار خواص استثنایی نایتینول مانند حافظه شکلی و سوپرالاستیسیته هستند [19,20]. برای کاربردهای ارتودنسی، آلیاژ نایتینول به دلیل خواص منحصربه‌فرد خود، به‌ویژه حافظه شکلی و سوپرالاستیسیته، به‌طور گسترده در ساخت سیم‌های ارتودنسی استفاده می‌شود. در فرآیند ارتودنسی، ابتدا سیم نایتینول سطح‌بندی شده و در دندان‌ها تراز می‌شود. با ایجاد تنش، فاز آستنیت به مارتنزیت تبدیل می‌شود که این استحاله باعث تولید یک نیروی ثابت و ملایم می‌گردد. این نیرو، بدون آسیب‌رساندن به دندان‌ها و بافت‌های اطراف، به حرکت دندان‌ها و تراز کردن آنها کمک می‌کند. به عبارت دیگر، نیروی آزادشده از سیم که آن را به حالت اصلی بازمی‌گرداند، همان نیرویی است که موجب حرکت دندان‌های نامنظم می‌شود [21,22]. شکل (۴) به مکانیزم خاصیت فوق الاستیک اشاره دارد [23]. در خاصیت فوق الاستیک، دمای آزمایش به طور کلی بالاتر از دمای پایان آستنیت یا بین دمای شروع آستنیت (A_s) و پایان آستنیت (A_f) است و ماده در دمای آزمایش در حالت آستنیتی قرار دارد. در اثر اعمال تنش آستنیت به مارتنزیت تبدیل می‌گردد. با این حال این مارتنزیت تنها تحت اعمال تنش پایدار است و زمانی که تنش حذف شود، مواد به فاز آستنیتی برمی‌گردند. بنابراین، در خاصیت فوق‌الاستیک، نیازی به حرارت دادن برای بازیابی شکل اصلی وجود ندارد، زیرا در این حالت، مارتنزیت تنها تحت تنش پایدار می‌ماند [2]. همان طور که در نمودار تنش-کرنش نشان داده شده است (شکل۵)، خاصیت فوق الاستیک با قله یا ماکزیمم نیرو مشخص می‌شود، این نمودار نشان می‌دهد که نیروی اعمال شده در محدوده حرکت دندان تقریبا ثابت است [24].



شکل ۴ مکانیزم فوق الاستیسیته زمانی که دمای آزمایش بالاتر از A_f باشد: (الف) آستنیت در دمای آزمایش (ب) مارتنزیت پایدار شده در اثر تنش (ج) آستنیت پس از حذف تنش [23]

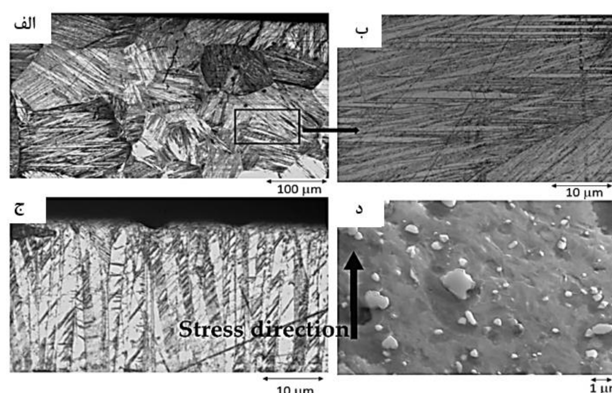


شکل ۵ منحنی تنش-کرنش شماتیک نشان دهنده خاصیت فوق الاستیک [24]

مدول الاستیک آلیاژ نایتینول به مدول الاستیک استخوان نزدیک است، که این ویژگی آن را برای کاربردهای پزشکی بسیار مناسب می‌سازد [25]. سیم‌های کمانی ساخته شده از فولاد ضدزنگ به دلیل مدول الاستیک بالا، کرنش کمی دارند و برای دندان‌های بسیار نامنظم مناسب نیستند. بنابراین، ارتودنتیست باید با توجه به نوع دندان‌ها، جنس سیم مناسب را انتخاب کند [26]. خاصیت فوق‌الاستیک با یک تنش (یا نیروی) ثابت و یک تغییر شکل برگشت‌پذیر مشخص می‌شود. در مرحله اولیه، تغییر شکل الاستیک فاز اصلی (آستنیتی) ظاهر می‌شود که در آن یک رابطه خطی بین تنش و کرنش برقرار بوده و مدول الاستیک برابر با شیب این خط تعریف می‌شود. با افزایش تنش، تغییر شکل فوق‌الاستیک مارتنزیتی تحت یک تنش ثابت نمایان می‌شود [27]. در ابتدا، برای تبدیل فاز آستنیت به مارتنزیت، نیاز به اعمال تنش وجود دارد. پس از برداشتن بار، مارتنزیت تمایل دارد به حالت آستنیت بازگردد و در این فرآیند، تنش باقی‌مانده در سیم آزاد شده و صرف تراز کردن دندان‌ها می‌شود. میزان تنش با کاهش دمای استحاله از مارتنزیت به آستنیت (یا بالعکس) افزایش می‌یابد [28]. چندین فاکتور تولیدی و متالورژیکی وجود دارند که بر دماهای استحاله و ویژگی‌های خاصیت فوق‌الاستیک تأثیر می‌گذارند. از جمله این عوامل می‌توان به غلظت نیکل، دمای آنیل، نسبت کار سرد و افزودن عنصر سوم اشاره کرد [27]. لازم به ذکر است که خواص سیم‌های ارتودنسی نایتینول ممکن است تحت تأثیر عوامل مختلفی قرار گیرد، از جمله ترکیب شیمیایی، اندازه دانه، چرخه‌های مکانیکی و حرارتی، تنش‌های پسماند و عملیات پرداخت سطح سیم‌ها. علاوه بر این، عملیات حرارتی احتمالی که برای بهبود خواص مکانیکی سیم‌ها انجام می‌شود، می‌تواند تغییرات قابل‌توجهی در دمای استحاله ایجاد کرده و در نتیجه بر منحنی‌های فوق‌الاستیک تأثیر بگذارد. فاز مارتنزیتی ناشی از کشش در دمای دهان ۳۷□ پایدار نیست و تحت تنش‌های مکانیکی تمایل به بازگشت به فاز اولیه و بازیابی شکل اولیه دارد. این استحاله‌ها به عنوان استحاله‌های مارتنزیتی ترموالاستیک شناخته می‌شوند و می‌توانند تا ۲۰ درصد تغییر فرم الاستیک داشته باشند [29-33].

آلکارز و همکاران [21] در پژوهش خود نشان دادند که اگر سیم‌های ارتودنسی تحت بارهای زیاد قرار گیرند یا برای مدت طولانی استفاده شوند، نابه‌جایی‌هایی ایجاد می‌شوند که منجر به قفل شدن صفحات مارتنزیت می‌گردند. این صفحات پس از تثبیت، دیگر در دمای□ ۳۷ به فاز اولیه خود باز نمی‌گردند. برای بازگشت این صفحات به فاز آستنیتی، نیاز به دماهای بسیار بالاتری است که معمولا بین ۴۰۰□ تا ۵۰۰□ قرار دارند. تثبیت مارتنزیت باعث کاهش و مهار خاصیت فوق‌الاستیک می‌شود. از آنجا که دما یک کمیت برداری نیست، صفحات مارتنزیتی در مناسب‌ترین جهات تشکیل می‌شوند، همان‌طور که در شکل (۶-الف و ب) نشان داده شده است. با این حال، اگر صفحات مارتنزیتی در اثر تنش ایجاد شوند، به دلیل برداری بودن تنش‌ها، این صفحات همسو با جهت تنش تشکیل خواهند شد، همان‌طور که در شکل (۶-ج) مشاهده می‌شود. با این حال پس از یک دوره تنش ۳ ماهه، مشهود است که بخشی از صفحات مارتنزیتی به فاز آستنیتی تبدیل نشده است. مارتنزیت تثبیت شده تا حدی یا به

طور کامل خاصیت فوق الاستیک سیم ارتودنسی را کاهش می‌دهد. به منظور تبدیل مجدد به آستنیت و بازیابی خاصیت فوق الاستیک، سیم نایتینول باید به مدت ۲۰ دقیقه و دمای تقریبا ۴۰۰°C تحت عملیات حرارتی قرار گیرد. باید مراقب بود که دما و زمان عملیات افزایش نیابد زیرا این امر می‌تواند منجر به ظهور رسوبات غنی از تیتانیوم در زمینه آستنیتی شود که موجب کاهش خاصیت فوق الاستیک سیم می‌شود شکل(۶–د).



شکل ۶ (الف) ریزساختار مارتنزیتی در آلیاژ نایتینول (ب) ریزساختار الف در بزرگنمایی بیشتر (ج) صفحات مارتنزیتی ناشی از تنش (د) صفحات مارتنزیتی تثبیت شده بر روی زمینه آستنیتی [21]

زیست سازگاری آلیاژ نایتینول

مقاومت به خوردگی آلیاژ نایتینول و عدم سمیت فلزات تشکیل‌دهنده آن، عوامل اصلی زیست‌سازگاری آلیاژ نایتینول هستند. زیست‌سازگاری نایتینول ویژگی‌های منحصر به خود را دارد که با فلزات تشکیل‌دهنده آن متفاوت است. با این حال برای درک زیست‌سازگاری نایتینول، بسیار مهم است که اثرات فلزات تشکیل دهنده آن درک شود [38-34]. یکی از این فلزات تیتانیوم خالص است. این فلز به خوبی توسط بافت‌های دهان سازگار می‌شود. زیست‌سازگاری و مقاومت در برابر خوردگی تیتانیوم به دلیل تشکیل طبیعی یک لایه اکسید تیتانیوم (TiO_2) پایدار بر روی سطوح آن است [39]. نیکل نیز یکی از عناصر کمیاب ضروری برای انسان‌ها و حیوانات است. کمبود نیکل می‌تواند منجر به کاهش فعالیت برخی از آنزیم‌ها، تخریب عضلات، کاهش رشد، افزایش وزن، و افزایش مرگ‌ومیر نوزادان شود [40,41]. از سوی دیگر، سطح بالای نیکل می‌تواند با ایجاد اثرات سمی و سرطان‌زا یا واکنش‌های حساسیت‌زا، آسیب‌های جدی به بدن وارد کند [42,43]. برای ورود یون‌های نیکل به داخل سلول‌های بدن، این یون‌ها باید با یون‌های منیزیم در غشای سلولی رقابت کنند. با توجه به اینکه غلظت یون‌های منیزیم در مایعات بدن بالاست، غلظت یون‌های نیکل باید به حد کافی بالا باشد تا بتواند از غشای سلولی عبور کند. با این حال، افزایش غلظت یون‌های نیکل می‌تواند اثرات مخربی مانند آسیب به DNA و ایجاد ژن‌های مرتبط با تومورهای سرطانی به همراه داشته باشد [44,45]. از جمله راهکارهای افزایش مقاومت به خوردگی و بهبود زیست سازگاری اصلاح سطح سیم‌های ارتودنسی است. ارمیگا و همکاران [46] نشان داده‌اند رسوب‌گذاری پلاسمایی در دماهای پایین با استفاده از پلاسمای فشار پایین به عنوان یک روش بسیار مؤثر به منظور تنظیم تراکم سطح، افزایش چسبندگی و بهبود زیست سازگاری برای اصلاح سطح مواد اثبات شده است. همچنین آرمیتاژ و همکاران [47] روی زیست‌سازگاری و سمیت سلولی آلیاژ نایتینول که توسط روش‌های ساچمه‌زنی، الکتروپولیش، پولیش و گرمایش تغییر یافته بود، تحقیق کردند و نتایج نشان داد که سمیت و زیست سازگاری سلولی تمام سطوح تغییر یافته، مطلوب بود.

مقاومت در برابر خوردگی آلیاژ نایتینول

رفتار خوردگی و تجزیه نایتینول در محیط پیچیده مایعات بدن به دلیل اثرات سمی نیکل از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. بنابراین، ضروری است که داده‌های گسترده‌ای در مورد رفتار خوردگی این آلیاژ در محیط‌های بدنی در دسترس باشد. نایتینول تمایل دارد با تشکیل لایه‌ای از TiO_2 همراه با ردیف‌هایی از نیکل که هم به شکل اکسید شده و هم به شکل فلزی حضور دارند، سطح خود را پوشش دهد. از این رو، لازم است ارتباط بین ترکیب اکسید سطحی آلیاژ و توانایی آن در مقابله با خوردگی مورد بررسی قرار گیرد. با این حال، آلیاژهای نایتینول نسبت به فولاد ضد زنگ، کبالت–کرومیوم یا بتا–تیتانیوم حساسیت بیشتری به خوردگی نشان می‌دهند. به ویژه اینکه آزاد شدن یون‌های نیکل و تیتانیوم از سیم‌های ارتودنسی در محیط‌های خورنده نیز مشاهده شده است [46,47].

اثر دما و pH برخوردگی آلیاژ نایتینول

با توجه به تغییر دما و pH ناشی از مصرف غذاها و نوشیدنی‌های مختلف، بررسی تأثیر این دو عامل بر خوردگی سیم‌های ارتودنسی در دهان ضروری است. مطابق با پژوهش‌های باراس و همکاران [48] توانایی نایتینول در بازپسیو شدن به طور قابل توجهی با افزایش دما کاهش می‌یابد، در حالی که تغییرات دما تأثیر قابل توجه دیگری نشان نمی‌دهد. اگر نرخ خوردگی تنها توسط فرآیند اکسایش فلز کنترل شود، نرخ خوردگی با افزایش دما طبق رابطه آرنیوس (Arrhenius) به صورت نمایی افزایش خواهد یافت. علاوه بر این، تغییرات دما می‌تواند مقاومت یک ماده در برابر خوردگی نقطه‌ای (pitting) را نیز تحت تأثیر قرار دهد. تاکنون تعداد کمی از مطالعات روی تأثیر دما بر نایتینول در محیط فیزیولوژیک انجام شده است. pH محلول یکی از عوامل مهم در خوردگی مواد است، زیرا یون‌های هیدروژن با سطح ماده برهم‌کنش داشته و مقاومت آن را در برابر خوردگی تغییر می‌دهند. همچنین، اجزای محلول مانند یون‌های کلرید می‌توانند اثر یون‌های هیدروژن را تقویت کنند. همبستگی مستقیم بین دما و نرخ خوردگی همیشه وجود ندارد؛ دما می‌تواند با تغییر حلالیت اجزا و/یا تغییر pH محلول، بر خوردگی نقطه‌ای نیز تأثیر بگذارد. به دلیل حضور فلوئور در خمیردندان‌ها و بزاق دهان، تأثیر محلول فلوئورید اسیدی بر سیم‌های ارتودنسی حاوی تیتانیوم تحت شرایط مختلف pH و دما مورد بررسی قرار گرفت.

میلون و وان [49] نشان داده‌اند افت وزنی سیم‌ها در اثر خوردگی در محیط‌های مختلف به طور قابل توجهی متفاوت بود. پس از قرار دادن ۵ سیم برای ۳ روز در بزاق مصنوعی، ۱/۲تا ۵/۷ درصد افت وزنی به طور میانگین ثبت شد. در محلول pH= ۳/۵ با دمای ۶۰°C، تمام سیم‌ها بیشترین میزان افت وزن را تجربه کردند. در۶ =pH، بدون توجه به دما، هیچ افت وزنی ثبت نشد. به دلیل غلظت بالا HF در یک محلول با pH= ۵/۳ و دمای ۳۷°C یا ۶۰°C ، سطح سیم‌ها به طور قابل توجهی خورده شدند. از سوی دیگر در یک محلول با دمای ۵°C، سطح خوردگی بدون توجه به مقدار pH ناچیز بود.

اثر پوشش‌دهی بر روی خوردگی نایتینول

مشکل اصلی مرتبط با استفاده از آلیاژ نایتینول در کاربردهای پزشکی مانند ارتودنسی، قلب و عروق، ارتوپدی و اورولوژی، آزاد شدن یون‌های سمی Ni^{2+} و Ti^{2+} در داخل بدن انسان است. آلیاژ نایتینول نیز حساس به خوردگی نقطه‌ای تحت پلاریزاسیون آنودیک در پتانسیل‌های بالاتر از ۳۰/۰ =V(SCE) است. بنابراین حفاظت از سطح نایتینول با یک پوشش آلی بیولوژیک مانند پلیمرهای‌هادی از اهمیت خاصی برخوردار می‌شود [54-50]. ژانگ و همکاران [55] در جدول(۲) پژوهش‌های اخیر محققان بر روی برخی پوشش‌های نایتینول مناسب برای کاربرد ارتودنسی را نشان داده‌اند.

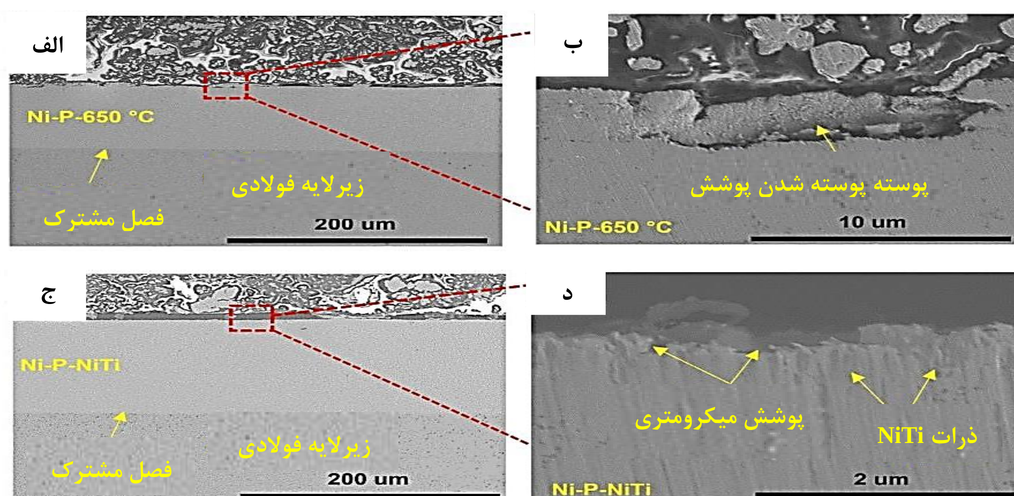
لی و همکاران [56] نشان داده‌اند پوشش‌های الکترولس Ni-P و پوشش ترکیبی Ni-P-NiTi از جمله پوشش‌های محافظ پرکاربرد است که در برخی صنایع به دلیل ویژگی‌های مکانیکی مناسب، چسبندگی عالی و عملکرد برتر در مقابل خوردگی استفاده می‌شود. پوشش‌ها به روش الکترولس بر روی زیرلایه‌های فولاد کم کربن (AISI۱۰۱۸) با طول ۱۸mm، عرض ۱۰mm و ضخامت ۶mm که بر روی آلیاژ نایتینول قرار گرفتند، توسعه یافتند. زیرلایه‌ها می‌بایست مطابق جدول (۳) مراحل براساس استاندارد AISI۱۰۱۸ پرداخت‌کاری شوند. لایه میانی Ni-P(ضخامت: ۵µm تا ۸µm) برای بهبود اتصال بین زیرلایه و پوشش‌های ترکیبی قرار داده شد. دمای رسوب‌گذاری توسط یک‌ترمومتر نظارت شد و مقدار pH محلول توسط یک pH متر تشخیص داده شد. ضخامت پوشش‌ها متناسب با زمان رسوب الکترولس تعیین می‌شود. عملیات حرارتی پوشش‌ها در یک کوره خلاء و در دمای ۶۵۰°C انجام شد. پوشش Ni-P-NiTi بر روی فولاد کم کربن تهیه شد. ارزیابی سایش–خوردگی بر روی پوشش‌های Ni-P و Ni-P-NiTi انجام شد. نتایج آزمون SPEC نشان داد که پوشش نیکل–فسفر–نایتینول مقاومت بیشتری نسبت به خوردگی، سایش و سایش–خوردگی نسبت به پوشش Ni-P به دلیل توسعه فاز آستنیت دارد. پوشش Ni-P-NiTi دارای حفاظت ۱/۵ برابر بیشتری در برابر سایش–خوردگی نسبت به پوشش Ni-P است. مطابق شکل(۷)، مشاهدات SEM نشان داده‌اند که مکانیزم اصلی آسیب دیدگی پوشش، ضربه‌های مکرر و خوردگی زیرسطحی برای پوشش Ni-P است. با این حال میکرواندازه‌گیری و میکروخراش‌زنی ممکن است مکانیزم‌های تخریب اصلی برای پوشش Ni-P-NiTi باشند.

جدول۲ مطالعات اخیر بر روی پوشش‌های نایتینول برای کاربرد ارتودنسی [55]

ماده پوششی	شرایط مطالعه	اثر پوشش بر خوردگی نایتینول	اثرات دیگر
$Al\text{-}SiO_2$	بزاق مصنوعی	کاهش I_{corr} از ۲۳/۷۲ به $۱/۷۲ \mu A/cm^2$	مقاومت به سایش
Ni-Ti-Cr	بزاق مصنوعی	کاهش E_{corr}	–
Epoxy	بزاق مصنوعی	کاهش نیکل از۸/۳۶ به ۰/۵۷ mg/L	–
Ni-P	بزاق مصنوعی	کاهش نیکل آزاد شده	–
Ni-P-NiTi	بزاق مصنوعی	حفاظت ۱/۵ برابری نسبت به Ni-P	مقاومت به سایش

جدول ۳ مراحل پرداخت زیرلایه‌های فولاد کم کربن مطابق استاندارد AISI 1018 [56]

مراحل (به ترتیب)	فرآیندها	الزامات
مرحله۱	سنگ زنی	استفاده از سنباده‌های (۲۴۰، ۳۲۰، ۴۰۰، ۶۰۰)
مرحله۲	پولیش	استفاده از ورقه‌های الماسه مختلف (۹μm، ۳μm، ۱μm)
مرحله۳	حذف گریس	غوطه‌وری در محلول گرم در دما ۸۵°C به مدت ۵ دقیقه ($۳۰ g.L^{-1} Na_3PO_4$، $۳۰ g.L^{-1}$ NaOH، $۵۰ g.L^{-1} Na_2CO_3$)
مرحله۴	فعال‌سازی سطح	قراردادن در ۲۰ درصد حجمی محلول H_2SO_4 به مدت ۱۵ ثانیه



شکل ۷ عکس‌های SEM سطح مقطع نمونه های نایتینول: (الف) پوشش Ni-P، (ب) پوشش Ni-P پس از خوردگی، (ج) پوشش Ni–P- NiTi، (د) پوشش Ni–P- NiTi پس از میکروخراش [56]

خمش سیم و نیروی بهینه در ارتودنسی

عملیات ارتودنسی به طور معمول بسته به نامنظمی اولیه دندان‌ها بین ۶ تا ۳۰ ماه طول می‌کشد. نیروی مورد نیاز برای شروع حرکت دندان توسط پتانسیل برگشت فنری سیم‌کمانی ایجاد می‌شود. تحقیقات قبلی نشان داده است که نیروهای بازگشت فنری در محدوده ۰/۱ تا ۰/۵ نیوتون کارایی بهینه را در تراز کردن دندان‌ها نشان می‌دهد و پیامدهای نامطلوب را به حداقل می‌رساند [57-59]. با این حال میزان مناسب نیروی اعمال شده هنگام حرکت دادن دندان‌های ارتودنسی کاملا مبهم است. بنابراین، عمل ارتودنسی ممکن است بیشتر از حد انتظار طول بکشد و عوارض جانبی نامطلوبی داشته باشد [21].

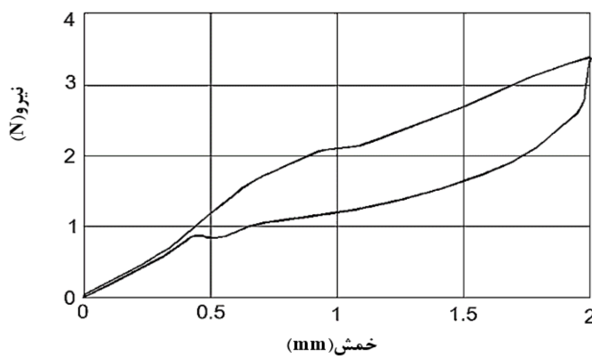
انواع سیم‌های ارتودنسی

متیو و همکاران [60] سیم‌کمانی‌های ارتودنسی تجاری را با توجه

به سطح مقطعشان به سه دسته مجزا طبقه بندی کردند: دایره‌ای(مخروطی)، مربعی و مستطیل شکل، در مرحله اولیه عملیات ارتودنسی، از سیم‌های دایره‌ای به دلیل افزایش انعطاف پذیری، نیروی خمشی کمتر و کاهش مقاومت اصطکاکی آنها در مقایسه با سیم‌های مربعی و مستطیل استفاده می‌شود. آنها نشان دادند که برای یک سیستم براکت یکسان، سیم‌های دایره‌ای به قطر ۰/۰۱۶in نیروی تخلیه ۱/۱N را نشان دادند، باید توجه شود که این مقدار حداکثر نیروی آزادشده در شرایط خاص (مانند خمش شدید) را نشان می‌دهد و نیروی متوسط در طول درمان در عمل کمتر است، زیرا اصطکاک و دیگر فاکتورها نیروی موثر را کاهش می‌دهند. برایسیم‌های مستطیلی با سطح مقطع in^2 ۰/۰۱۶×۰/۰۲۲ افزایش نیروی بازگشتی تا ۵/۳N گزارش شده است و سیم‌های مربعی با سطح مقطع ۰/۰۱۶×۰/۰۱۶in^2 نیروی ۳/۳N را نشان می‌دهند. هنگامی‌که دندان‌ها شروع به منظم شدن کردند، متخصص ارتودنسی برای ایجاد گشتاور در دندان نامنظم، سیم دایره‌ای را به یک سیم قوسی مستطیلی تغییر می‌دهد. اگرچه سیم قوسی مستطیلی بهترین گزینه است زیرا می‌تواند هر دو مؤلفه نیرو و گشتاور را در خود جای دهد، اما اغلب در ابتدای درمان استفاده نمی‌شود زیرا نیروی بیشتری از نیروی بهینه برای عدم آسیب به بافت‌ها تولید می‌کند و به سختی وارد شکاف براکت می‌شود. بنابراین برای درمان ارتودنسی مفید خواهد بود اگر خواص خمشی سیم مستطیلی را بتوان تغییر داد تا انعطاف پذیرتر شود و این امکان را فراهم کند که نیروی کمتری تولید کند و در اسرع وقت در طول عملیات ارتودنسی مورد استفاده قرار گیرد [61].

اثر اصطکاک بر نیرو و خمش سیم‌های کمانی

به طور گسترده‌ای شناخته شده است که اصطکاک نقش کلیدی در تعیین روند نیرو–خمش سیم‌های کمانی نایتینول در پیکربندی براکت ایفا می‌کند. اصطکاک ایجاد شده در سطح تماس سیم‌های کمانی و شکاف‌های براکت تابعی از خمش اعمال شده، اندازه سیم کمانی، اندازه شکاف براکت و فاصله بین براکت است. با توجه به این موارد، سیم کمانی گوشه‌های براکت را بیشتر تحت فشار قرار می‌دهد و میزان اصطکاک را افزایش می‌دهد. مطابق شکل (۸) اگر مولفه اصطکاک به اندازه کافی قوی باشد، این پتانسیل را دارد که رفتار نیروی ثابت معمولی سیم‌های کمانی نایتینول فوق الاستیک را به یک شیب نیرو تبدیل کند. این نشان می‌دهد که وقتی دندان حرکت می‌کند، نیرو دیگر با مقدار ثابتی ایجاد نمی‌شود [66-61]. مونیر و رازالی [67] نشان داده‌اند تغییرات مکرر در اندازه نیروی اعمال شده بر روی دندان‌های نامنظم در طول درمان ارتودنسی توصیه نمی‌شود زیرا سرعت حرکت دندان را کاهش می‌دهد و ممکن است به بافت دندان‌ها و لثه آسیب وارد کند. بنابراین لازم است دوبار تست خمش برای سیم‌های ارتودنسی انجام می‌شود، یک مرتبه برای بدست آوردن مقدار نیروی فوق الاستیک که تنها سیم مورد خمش قرار می‌گیرد و مرتبه دوم سیم به همراه براکت‌ها برای بررسی اثر اصطکاک تحت خمش قرار خواهد گرفت. در ادامه به دلیل اهمیت فراوان نیروی بهینه مورد نیاز برای منظم شدن دندان‌ها، تست خمش سه نقطه‌ای و رفتار نیرو- خمش مورد بررسی قرار گرفته است.

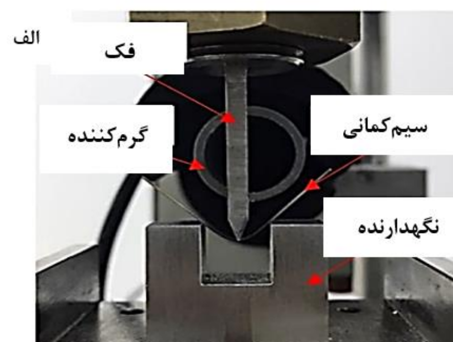


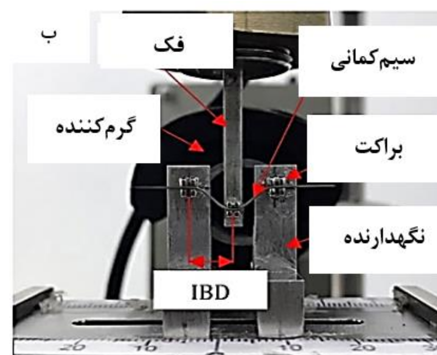
شکل ۸ اثر اصطکاک بر نمودار نیرو–خمش سیم کمانی [61]

تست خمش سه نقطه‌ای

همان طور که اشاره شد خواص مکانیکی سیم‌کمانی معمولا توسط یک تست خمشی سه نقطه‌ای ارزیابی می‌شود تا نیروی بازگشتی بهینه برای عملیات ارتودنسی مشخص شود [68]. معمولا تست خمش سه نقطه‌ای به گونه‌ای انجام می‌شود که یک نیروسنج با قسمتی از سیم تماس پیدا می‌کند و مطابق با استاندارد ISO۱۵۸۴۱، سیم ارتودنسی در فواصل از پیش تعیین شده بارگذاری و سپس بازگشت نیرو در راستای سیم خواهد بود و نیروهای (حرکت دندان) و مقادیر تغییر شکل الاستیک سیم اندازه گیری می‌شوند [69]. نیروی عمودی را می‌توان به وسط سیم بین دندان‌های ثنایای مرکزی و نیش توسط میله‌ای که به آن متصل است با سرعت ۱mm در دقیقه برای خمش ۲mm، اعمال کرد. گاتو و همکاران [70] در تست خمش سه نقطه‌ای نشان داده‌اند

کمترین نیروی ایجاد شده پس از به‌کارگیری سیم دایره‌ای ۰/۰۱۶in² در خمش ۱mm، ۹۵±۱۰g و حداقل نیروی فعال‌سازی در سیم مستطیلی ۰/۰۲۲×۰/۰۱۶in² در مقدار خمش مشابه ۱۵۰±۱۰g بود، در حالی که بیشترین نیرو ۲۱۰±۱۰g در خمش ۳mm بود. شکل ۹ آزمایش خمش سه نقطه‌ای را نشان می‌دهد که برای ارزیابی رفتار خمشی سیم کمانی نایتینول و اثر اصطکاک بر آن استفاده می‌شود [62].





شکل ۹ تست خمش برای ثبت رفتار نیرو–خمش سیم‌های کمانی نایتینول: (الف) تنظیم سه نقطه از سیم (ب) تنظیم سه براکت [62]

رفتار نیرو– خمش

طبق پژوهش‌های هسو و همکاران [71] رفتار نیرو–خمش سیم‌های قوسی نایتینول بسته به درجه خمش و فواصل بین براکت تغییر می‌کند. آزمایش خمش سه نقطه‌ای، ماکزیمم تخلیه بار سیم‌های نایتینول فوق الاستیک را نشان می‌دهد در حالی که نیروی اعمالی کمتر از این مقدار است. هنگامی‌که سیم‌های نایتینول فوق الاستیک با براکت‌هایی در دستگاه آزمایش شدند، با توجه به شکل سیم، کرنش‌های مختلفی از ۲mm الی ۴mm تولید شدند که این کرنش وابسته به خمش سیم و تخلیه بار در همان نقطه بارگذاری بود. این ویژگی ارتودنتیست‌ها را قادر می‌سازد تا نیروی آزاد شده در طول تراز سیم نایتینول را میزان کنند [72]. همچنین باید توجه داشت که نیرو و میزان خمش اعمال شده در قسمت های مختلف با یکدیگر متفاوت است برای مثال با وجود استفاده از روش‌های مختلف بستن توسط ارتودنتیست‌ها، سیم‌های آلیاژ نایتینول افزایش قابل ملاحظه‌ای در اندازه نیرو روی دو دندان همسایه ثنایای مرکزی و نیش با کمترین افزایش قطر را نشان دادند. با این حال مهم ترین علت بررسی رفتار نیرو–خمش پدیده قله نیرو است که اغلب در رفتار فوق الاستیک سیم‌های قوسی نایتینول در طول بارگذاری و تخلیه بار در تست‌های خمش سه نقطه‌ای مشاهده می‌شود. همان طور که در قسمت‌های قبلی گفته شد هنگامی‌که سیم‌های کمانی با براکت‌های ارتودنسی جفت می‌شوند، اصطکاک لغزشی باعث می‌شود که قله نیروی سیم‌های کمانی فوق الاستیک نایتینول در هر دو چرخه بارگذاری و تخلیه بار تبدیل به نواحی شیب‌دار شود که اثر مخرب بر فرآیند درمان ارتودنسی دارد [73,74].

اثر عملیات حرارتی بر سیم‌های کمانی نایتینول

عملیات حرارتی و فرآیند پیرسازی از جمله راهکارهای موثر بر بهبود عملکرد مکانیکی و حرارتی آلیاژهای نایتینول غنی از نیکل است [75,76]. وانگ و همکاران [3] نشان دادند آلیاژهای نایتینول با محتوای نیکل در محدوده ۴۹/۸ تا ۵۶ درصد اتمی در برابر تشکیل فازهای ثانویه رسوبات غنی از نیکل مانند Ni_4Ti_3 حساس هستند. طبق یافته‌های سیلوا و لیو [77,78] به خوبی مشخص شده است که پیرسازی آلیاژ نایتینول در دماهای ۳۰۰°C تا ۶۰۰°C به مدت ۱۰ الی ۶۰ دقیقه به طور مطلوبی بر اندازه و چگالی Ni_4Ti_3 اثرگذار است و در نتیجه دمای استحاله و رفتار مکانیکی نایتینول را تغییر می‌دهد، در نتیجه موجب بهبود خاصیت فوق‌الاستیک و افزایش استحکام مکانیکی سیم‌های ارتودنسی می‌شود. این رسوبات به عنوان موانع حرکت نابه‌جایی عمل کرده و رشد صفحات مارتنزیتی را کنترل می‌کنند. انتخاب دما و زمان پیرسازی سیم‌های نایتینول از اهمیت بسیار زیادی برخوردار است، گزارش شده است در دماهای بالاتر از ۵۰۰ درجه سانتی‌گراد، فرآیند پیرسازی ممکن است منجر به کاهش نیروی بازگشتی آلیاژ شود. این کاهش به دلیل تشکیل رسوبات و تغییرات میکروسکوپی در ساختار کریستالی آلیاژ است که می‌تواند بر خاصیت حافظه‌شکلی و سوپرالاستیسیته آن تأثیر منفی

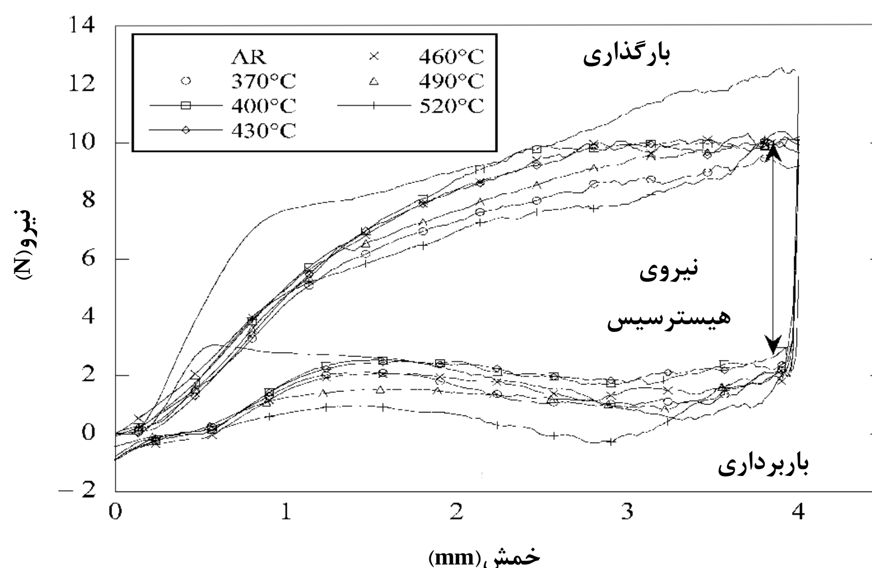
بگذارد. همچنین، عملیات حرارتی در محدوده دمایی ۳۰۰ تا ۶۰۰ درجه سانتی‌گراد می‌تواند کرنش باقی‌مانده قابل توجهی در آلیاژ ایجاد کند. این کرنش‌ها پس از اتمام تست کشش مشاهده می‌شوند و ممکن است به دلیل تشکیل فازهای غیرمطلوب یا رسوبات نامطلوب در ساختار آلیاژ باشند. بنابراین، انتخاب دمای مناسب برای عملیات حرارتی پیرسازی نایتینول بسیار مهم است تا خواص مطلوب آلیاژ حفظ شود [79]. بلینی و همکاران [80] مطابق با جدول (۴) نشان دادند که در دمای ۴۰۰°C، نیروهای فعالسازی خاصیت فوق‌الاستیک در سیم‌های تولید شده توسط سازندگان مختلف به تدریج کاهش می‌یابد، اما سیم قوسی همچنان خاصیت فوق‌الاستیک خود را حفظ می‌کند. برعکس، نمونه‌هایی که در دمای ۶۰۰°C حرارت داده شدند، هیچ قله‌ای نشان ندادند و در نتیجه رفتار فوق‌الاستیک آن‌ها ناپدید شد. با این حال، خاصیت فوق‌الاستیک با اعمال یک عملیات حرارتی در دمای۹۰۰°C به مدت ۳۰ دقیقه، که قادر به حل کردن رسوبات بود، مجددا بازگشت. تحقیقات مونیر وهمکاران [81] حضور رسوبات Ni-Ti غنی از تیتانیوم (Ti_2Ni) را هنگامی‌که یک آلیاژ Ni-Ti (۵۰ درصد با ریزساختار مارتنزیتی) تحت عملیات حرارتی در دمای ۶۰۰°C قرار می‌گیرند، نشان داده‌اند. رسوبات Ti_2Ni مانع از رشد صفحات مارتنزیتی می‌شود و می‌تواند منبع جوانه‌زنی باشد. مشاهدات مشابهی توسط گارگل و همکاران [82] گزارش شده است که در آن دمای استحاله مارتنزیتی آلیاژ نایتینول به دلیل خروج مقدار قابل توجهی تیتانیم از نایتینول برای تولید رسوبات غنی از تیتانیم، نسبت به دمای اتاق افزایش می‌یابد. به طور کلی، شرایط پیرسازی ایده‌آل برای عملکرد فوق الاستیک مناسب و حداکثر قابلیت بازیابی بین ۴۰۰°C تا ۴۵۰°C برای مدت زمان پیرسازی کمتر از ۶۰ دقیقه است [80].

بنابراین عملیات حرارتی پرکاربردترین فرآیندی است که برای تنظیم خواص نایتینول استفاده می‌شود. در طول پیرسازی، جوانه‌زنی و رشد رسوب‌های غنی از نیکل به خوبی ثبت شده‌اند و معمولا برای افزایش A_f (دمای پایان تشکیل آستنیت) برای ترکیبات غنی از نیکل استفاده می‌شود. مونیر و همکاران [62] مطابق شکل(۱۰) نتایج تست خمش سیم‌های کمانی نایتینول پیرسازی شده را در آزمایش خمش سه نقطه‌ای در دمای ۳۶°C، نشان داده‌اند. سیم‌های قوسی نایتینول که پیرسازی شده بودند به مانند سیم پیرسازی نشده تغییر شکلی را از خود نشان دادند که بیانگر رفتار فوق الاستیک است و منحنی بارگذاری افزایش خطی نیرو را تا خمش ۰/۸mm نشان داد. سپس یک قله نیرو مشاهده می‌شود که به تغییر شکل الاستیک ساختار آستنیتی نسبت داده می‌شود. پس از برداشتن بار خمشی، سیم قوسی به شکل مستقیم اولیه خود بازیابی می‌شود که با ظهور قله نیروی دوم همراه است. این اتفاق در نتیجه تبدیل معکوس ساختار مارتنزیت به آستنیت است. مطابق شکل، در یک دما و زمان بهینه پیرسازی میزان اتلاف نیرو یا نیروی هیسترسیس کاهش پیدا کرده و در نتیجه عمر سیم‌های ارتودنسی افزایش می‌یابد.

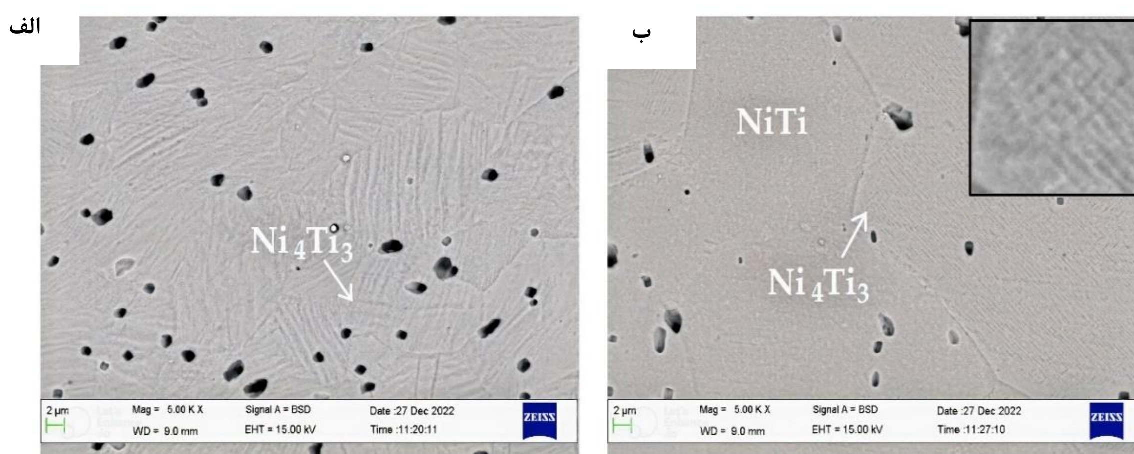
جدول ۴ حداقل سطح نیرو برای فعال‌سازی فوق الاستیک در نمونه‌های بدون پیرسازی و نمونه‌های پیرسازی شده (در دماهای ۴۰۰°C و ۶۰۰°C به مدت ۱ ساعت) ساخته شده توسط شرکت‌های مختلف [80]

نام شرکت سازنده	نیروی بازگشتی-انحراف معیار (N) پیرسازی نشده	نیروی بازگشتی-انحراف معیار (N) پیرسازی در دمای۴۰۰°C	نیروی بازگشتی-انحراف معیار (N) پیرسازی در دمای۶۰۰°C
HS	۱/۴۲۸ (۰/۰۹۸)	۱/۲۰۹ (۰/۱۰۷)	۰
DAMON	۱/۱۳۸ (۰/۰۷۷)	۱/۰۵۶ (۰/۰۹۰)	۰
RMO	۱/۴۱۸ (۰/۱۵۷)	۱/۲۹۹ (۰/۱۷۰)	۰
3M	۱/۶۳۹ (۰/۳۵۵)	۱/۳۹۹ (۰/۰۴۶)	۰
EURO	۰/۹۱۵ (۰/۰۵۴)	۰/۶۳۴ (۰/۰۷۳)	۰
FOR	۱/۴۲۲ (۰/۰۳۴)	۱/۱۲۵ (۰/۷۰۱)	۰
PRO	۱/۳۲۳ (۰/۰۹۴)	۱/۱۹۳ (۰/۰۷۷)	۰
GAC	۱/۷۷۲ (۰/۱۰۱)	۰/۳۴۱ (۰/۰۹۶)	۰

در تطابق با گفته‌های قبلی مونیر و همکاران [81] مطابق شکل (۱۱) نشان داده اند با فرآیند پیرسازی، رسوبات Ni_4Ti_3 تشکیل می‌شود که به عنوان موانع مؤثری برای حرکت نابه‌جایی عمل می‌کند و در نتیجه موجب کاهش صفحات مارتنزیتی تثبیت شده می شوند. همچنین عملیات حرارتی که انرژی حرارتی مورد نیاز برای رسوب گذاری را فراهم می‌کند، می‌تواند فرآیندهای آنیل را نیز فعال کند، که در طی آن با بازآرایی و کاهش چگالی عیوب، انرژی کرنش ذخیره شده در شبکه را حذف می‌کند. این فرآیندها بر خواص حرارتی و مکانیکی نایتینول تأثیر می‌گذارند.نیروی محرکه برای آنیل، در سیم‌هایی که به شدت کارسرد شده‌اند به دلیل مقدار بالاتر انرژی داخلی ذخیره شده آنها بیشتر است. بنابراین میزان اثرگذاری عملیات حرارتی علاوه بر زمان و دما به مقدار کار سرد نیز بستگی دارد.



شکل ۱۰ منحنی نیرو- خمش بدست آمده از تست خمش سه نقطه‌ای سیم‌های کمانی NiTi پس از پیرسازی در دماهای مختلف [81]



شکل ۱۱ تصاویر میکروسکوپ نوری رسوبات Ni_4Ti_3: (الف) نمونه بدون پیرسازی ب) نمونه پیرسازی شده در دمای ۳۷۰°C به مدت ۱ ساعت [81]

نتیجه گیری

نایتینول یا آلیاژ نیکل تیتانیم به دلیل داشتن خاصیت فوق الاستیک و مدول الاستیک نزدیک به استخوان و همچنین دمای استحاله نزدیک به دمای بدن، مناسب کاربردهای پزشکی مانند ارتودنسی است. در این مقاله، عوامل مختلف مؤثر بر کارایی سیم کمانی ارتودنسی از جنس نایتینول بررسی شد.

تولید نایتینول به دلیل کنترل دقیق ترکیب شیمیایی آن از حساسیت زیادی برخوردار است. هر اتمی از تیتانیم که در فرآیند تولید اکسید شود، یک اتم تیتانیم از شبکه نایتینول کاهش یافته و دمای استحاله و خاصیت فوق الاستیک را به شدت تحت تاثیر می‌دهد. خاصیت فوق الاستیک به صورت دو نیروی ثابت در نمودار تنش-کرنش بدست آمده در تست خمش سه نقطه‌ای نمایان می‌شود که مقدار این نیرو متناسب با جنس آلیاژ و شکل سیم می‌باشد. نیروی ثابت و اندک آزاد شده در اثر بازگشت فاز مارتنزیت ناپایدار به آستنیت موجب منظم شدن دندان‌ها در ارتودنسی می‌شود. ایجاد اصطکاک لغزشی در هنگام قرار دادن سیم درون براکت موجب شیب‌دار شدن این نیروهای ثابت می‌شود که برای ارتودنسی مناسب نیست. با گذشت چند ماه و تثبیت صفحات مارتنزیتی خاصیت فوق الاستیکی نایتینول کاهش می‌یابد. عملیات حرارتی در دمای ۴۰۰°C و به مدت بیست دقیقه موجب بازگشت صفحات مارتنزیتی تثبیت‌شده به فاز آستنیت می‌شود. همچنین با فرآیند پیرسازی و تشکیل فازهای ثانویه نیکل-تیتانیم، تثبیت صفحات مارتنزیتی و رشد این صفحات به تاخیر می‌افتد. شرایط پیرسازی ایده‌آل برای عملکرد فوق الاستیک مناسب و حداکثر قابلیت بازیابی بین ۴۰۰°C تا ۴۵۰°C برای مدت زمان پیرسازی کمتر از ۶۰ دقیقه است. در دما و زمان عملیات حرارتی نیز باید دقت شود تا خواص فوق الاستیک نایتینول کاهش نیابد. مقاومت به خوردگی و زیست‌سازگاری نایتینول نیز به دلیل آزاد شدن یون‌های نیکل و ایجاد حساسیت و مشکلات دیگر از اهمیت زیادی برخوردار است. اما تیتانیم به دلیل تشکیل اکسید محافظ تیتانیم آسیبی به بدن نمی‌رساند. دما و pH از عوامل اثرگذار بر خوردگی نایتینول هستند. با ایجاد پوشش‌هایی بر روی سیم‌های نایتینول، ازجمله Ni-P-NiTi و Ni-P، مقاومت به خوردگی نایتینول در محیط دهان بهبود می‌یابد.

تقدیر و تشکر

مراجع

[1] A. Munir, S. Zulfiqar, J. J. Mathavan, and A. Sohail, "Understanding the force deflection behavior of NiTi archwire at distinct bending configuration: A narrative review in vitro Studies," *Engineering Journal*, vol. 28, no. 2, pp. 15-27, 2024. https://doi.org/10.4186/ej.2024.28.2.15

[2] A. Wadood, "Brief overview on nitinol as biomaterial," *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2016, no. 1, p. 4173138, 2016. https://doi.org/10.1155/2016/4173138

[3] Z. Wang, J. Everaerts, E. Salvati, and A. M. Korsunsky, "Evolution of thermal and mechanical properties of Nitinol wire as a function of ageing treatment conditions," *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 819, p. 153024, 2020. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2019.153024

[4] X. Huang and Y. Liu, "Effect of annealing on the transformation behavior and superelasticity of NiTi shape memory alloy," *Scripta Materialia* ,vol. 45, no. 2, pp. 153-160, 2001. https://doi.org/10.1016/S1359-6462(01)01005-3

[5] N. Chahine, A. Benmarouane, A. Addad, and A. Fadel, "Study of the corrosion of the nickel-titanium orthodontics archwires in the mouth," *Scholars Journal of Dental Sciences*, vol. 9, no. 2, pp. 28-38, 2022. https://doi.org/10.36347/sjds.2022.v09i02.002

[6] A. Phukaoluan *et al.*, "Comparison of friction forces between stainless orthodontic steel brackets and TiNi wires in wet and dry conditions," *International orthodontics*, vol. 15, no. 1, pp. 13-24, 2017.

https://doi.org/10.1016/j.ortho.2016.12.017

[7] P. Chainani, P. Paul, and V. Shivlani, "Recent advances in orthodontic archwires: a review," *Cureus*, vol. 15, no. 10, 2023. https://doi.org/10.7759/cureus.47633

[8] J. Lee and Y. C. Shin, "Effects of composition and post heat treatment on shape memory characteristics and mechanical properties for laser direct deposited nitinol," *Lasers in Manufacturing and Materials Processing*, vol. 6, pp. 41-58, 2019. https://doi.org/10.1007/s40516-019-0079-5

[9] T. Duerig, "The metallurgy of Nitinol as it pertains to medical devices," in *Titanium in medical and dental applications*: Elsevier, 2018, pp. 555-570. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812456-7.00025-1

[10] E. Farber, J.-N. Zhu, A. Popovich, and V. Popovich, "A review of NiTi shape memory alloy as a smart material produced by additive manufacturing," *Materials Today: Proceedings*, vol. 30, pp. 761-767, 2020. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.01.563

[11] J. Frenzel, Z. Zhang, K. Neuking, and G. Eggeler, "High quality vacuum induction melting of small quantities of NiTi shape memory alloys in graphite crucibles," *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 385, no. 1-2, pp. 214-223, 2004. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2004.05.002

[12] Foolad24, "Introduction to the induction furnace," foolad24.com. [Online]. Available: https://foolad24.com/post/article. [accessed March 10, 2025].

[13] J. Cui, B. Li, Z. Liu, F. Qi, J. Xu, and J. Zhang, "Comparative investigation on ingot evolution and product quality under different arc distributions during vacuum arc remelting process," *Journal of materials research and technology*, vol. 18, pp. 3991-4006, 2022. https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.04.058

[14] J. Chu, Y. Bao, X. Li, F. Gao, and M. Wang, "Characterization of oxidation behavior of Mn fumes generated in the vacuum treatment of melting Mn steels," *Steel Research International*, vol. 92, no. 1, p. 2000333, 2021. https://doi.org/10.1002/srin.202000333

[15] M. H. Elahinia, M. Hashemi, M. Tabesh, and S. B. Bhaduri, "Manufacturing and processing of NiTi implants: A review," *Progress in materials science*, vol. 57, no. 5, pp. 911-946, 2012. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2011.11.001

[16] S. Parvizi, S. M. Hashemi, F. Asgarinia, M. Nematollahi, and M. Elahinia, "Effective parameters on the final properties of NiTi-based alloys manufactured by powder metallurgy methods: A review," *Progress in Materials Science*, vol. 117, p. 100739, 2021. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100739

[17] V. Kumar, H. Kaur, A. Kumari, G. Hooda, V. Garg, and H. Dureja, "Drug delivery and testing via 3D printing," *Bioprinting*, vol. 36, p. e00298, 2023. https://doi.org/10.1016/j.bprint.2023.e00298

[18] I. Gibson *et al.*, *Additive manufacturing technologies*. Springer, 2021. https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7

[19] K. Otsuka and X. Ren, "Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys," *Progress in materials science*, vol. 50, no. 5, pp. 511-678, 2005. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.10.001

[20] K. Bhattacharya, *Microstructure of martensite: why it forms and how it gives rise to the shape-memory effect*. Oxford University Press, 2003. https://doi.org/10.1093/oso/9780198509349.001.0001

[21] I. Alcaraz *et al.*, "Properties of superelastic nickel–titanium wires after clinical use," *Materials*, vol. 16, no. 16, p.

5604, 2023. https://doi.org/10.3390/ma16165604

[22] L. Sun *et al.*, "Stimulus-responsive shape memory materials: A review," *Materials & Design*, vol. 33, pp. 577-640, 2012. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2011.04.065

[23] A. Wadood, "Brief overview on nitinol as biomaterial," Advances in Materials Science and Engineering, vol. 2016, no. 1, p. 4173138, 2016. https://doi.org/10.1155/2016/4173138

[24] J. W. Hu, "Investigation on the cyclic response of superelastic shape memory alloy (SMA) slit damper devices simulated by quasi-static finite element (FE) analyses," *Materials*, vol. 7, no. 2, pp. 1122-1141, 2014. https://doi.org/10.3390/ma7021122

[25] M. Niinomi, "Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods," *Science and technology of advanced Materials*, vol. 4, no. 5, p. 445, 2003. https://doi.org/10.1016/j.stam.2003.09.002

[26] R. R. Adharapurapu, *Phase transformations in nickel-rich nickel-titanium alloys: influence of strain-rate, temperature, thermomechanical treatment and nickel composition on the shape memory and superelastic characteristics*, University of California, San Diego, 2007.

[27] F. Pastor *et al.*, "Effect of fluoride content of mouthwashes on superelastic properties of NiTi orthodontic archwires," *Materials*, vol. 15, no. 19, p. 6592, 2022. https://doi.org/10.3390/ma15196592

[28] F. Gil, M. Cenizo, E. Espinar, A. Rodriguez, E. Rúperez, and J. Manero, "NiTi superelastic orthodontic wires with variable stress obtained by ageing treatments," *Materials Letters*, vol. 104, pp. 5-7, 2013. https://doi.org/10.1016/j.matlet.2013.03.135

[29] J. Briceño, A. Romeu, E. Espinar ,J. Llamas, and F. Gil, "Influence of the microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 33, no. 8, pp. 4989-4993, 2013. https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.08.024

[30] P. Sánchez, B. Vidi, J. Mena-Alvarez ,J. Gil, C. Rico, and J. M. Aragoneses, "Effect of stabilized martensite on the long-term performance of superelastic NiTi endodontic files," *Materials*, vol. 16, no. 11, p. 4089, 2023. https://doi.org/10.3390/ma16114089

[31] S. H. Lee and Y. I. Chang, "Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires," *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, vol. 120, no. 6, pp. 654-663, 2001. https://doi.org/10.1067/mod.2001.118997

[32] E. Rupérez, J. M. Manero, L.-A. Bravo-González, E. Espinar, and F. J. Gil, "Development of biomimetic NiTi alloy: influence of thermo-chemical treatment on the physical, mechanical and biological behavior," *Materials*, vol. 9, no. 6, p. 402, 2016. https://doi.org/10.3390/ma9060402

[33] J. Gil, E. Rupérez, E. Velasco, C. Aparicio, and J. M. Manero, "Mechanism of fracture of NiTi superelastic endodontic rotary instruments," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 29, pp. 1-6, 2018. https://doi.org/10.1007/s10856-018-6140-7

[34] M. Godoy-Gallardo *et al.*, "Antibacterial coatings on titanium surfaces: a comparison study between in vitro single-species and multispecies biofilm," *ACS applied materials & interfaces*, vol. 7, no. 10, pp. 5992-6001, 2015. https://doi.org/10.1021/acsami.5b00402

[35] F. Gil and J. Planell, "Thermal efficiencies of NiTiCu shape memory alloys," *Thermochimica Acta*, vol. 327, no. 1-2, pp. 151-154, 1999. https://doi.org/10.1016/S0040-6031(98)00607-8

[36] H .Zitter and H. Plenk Jr, "The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility," *Journal of biomedical materials research,* vol. 21, no. 7, pp. 881-896, 1987. https://doi.org/10.1002/jbm.820210705

[37] B. Kasemo and J. Lausmaa, "The biomaterial-tissue interface and its analogues in surface science and technology," *The bone-biomaterial interface, University of Toronto press, Toronto,* pp. 19-32, 1991. https://doi.org/10.3138/9781442671508-005

[38] M. Anke, B. Groppel, H. Kronemann, and M. Grün, "Nickel--an essential element," *IARC scientific publications,* vol. 1, no. 53, pp. 339-365, 1984.

[39] M. Szilagyi, M. Anke, and I. Balogh, "Effect of nickel deficiency on biochemical variables in serum, liver, heart and kidneys of goats," *Acta veterinaria Hungarica,* vol. 39, no. 3-4, pp. 231-238, 1991.

[40] H. Gerber, "Evalution of tissue compatibility of in vitro cultures of embryonic bone," *Evalution of Biomaterials,* 1980.

[41] C. B. Klein, K. Frenkel, and M. Costa, "The role of oxidative processes in metal carcinogenesis," *Chemical research in toxicology*, vol. 4, no. 6, pp. 592-604, 1991. https://doi.org/10.1021/tx00024a001

[42] C. B. Klein *et al.*, "Senescence of nickel-transformed cells by an X chromosome: possible epigenetic control," *Science,* vol. 251, no. 4995, pp. 796-799, 1991. https://doi.org/10.1126/science.1990442

[43] S. Shabalovskaya, J. Anderegg, F. Laab, P. Thiel, and G. Rondelli, "Surface conditions of Nitinol wires, tubing, and as- cast alloys. The effect of chemical etching, aging in boiling water, and heat treatment," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials,* vol. 65, no. 1, pp. 193-203, 2003. https://doi.org/10.1002/jbm.b.10001

[44] W. Carroll and M. Kelly, "Corrosion behavior of nitinol wires in body fluid environments," *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, vol. 67, no. 4, pp. 1123-1130, 2003. https://doi.org/10.1002/jbm.a.10099

[45] R. Senkutvan, S. Jacob, A. Charles, V. Vadgaonkar, S. Jatol-Tekade, and P. Gangurde, "Evaluation of nickel ion release from various orthodontic arch wires: An: in vitro: study," *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry,* vol. 4, no. 1, pp. 12-16, 2014. https://doi.org/10.4103/2231-0762.130921

[46] F. Ormiga, J. A. d. C. P. Gomes, and M. C. P. de Araújo, "Dissolution of nickel-titanium endodontic files via an electrochemical process: a new concept for future retrieval of fractured files in root canals," *Journal of endodontics,* vol. 36, no. 4, pp. 717-720, 2010. https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.11.024

[47] D. A. Armitage, T. L. Parker, and D. M. Grant, "Biocompatibility and hemocompatibility of surface- modified NiTi alloys," *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for*

Biomaterials, vol. 66, no. 1, pp. 129-137, 2003. https://doi.org/10.1002/jbm.a.10549

[48] C. Barras and K. Myers, "Nitinol–its use in vascular surgery and other applications," *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 19, no. 6, pp. 564-569, 2000. https://doi.org/10.1053/ejvs.2000.1111

[49] L. Millon and W. Wan, "The polyvinyl alcohol–bacterial cellulose system as a new nanocomposite for biomedical applications," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, vol. 79, no. 2, pp. 245-253, 2006. https://doi.org/10.1002/jbm.b.30535

[50] S. A. Shabalovskaya, "On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys," *Bio-medical materials and engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 267-289, 1996. https://doi.org/10.3233/BME-1996-6405

[51] D. Starosvetsky and I. Gotman, "Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni–Ti shape memory surgical alloy," *Biomaterials*, vol. 22, no. 13, pp. 1853-1859, 2001. https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00368-9

[52] B. O'Brien, W. Carroll, and M. Kelly, "Passivation of nitinol wire for vascular implants—a demonstration of the benefits," *Biomaterials*, vol. 23, no. 8, pp. 1739-1748, 2002. https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00299-X

[53] S. Z. El Abedin, U. Welz-Biermann, and F. Endres, "A study on the electrodeposition of tantalum on NiTi alloy in an ionic liquid and corrosion behaviour of the coated alloy," *Electrochemistry communications*, vol. 7, no. 9, pp. 941-946, 2005. https://doi.org/10.1016/j.elecom.2005.06.007

[54] L. Li *et al.*, "Time-dependent corrosion behavior of electroless Ni–P coating in H2S/Cl− environment," *International Journal of Hydrogen Energy*, vol. 46, no. 21 ,pp. 11849-11864, 2021. https://doi.org/10.1016/j.ijhydene.2021.01.053

[55] R. Zhang, B. Han, and X. Liu, "Functional surface coatings on orthodontic appliances: Reviews of friction reduction, antibacterial properties, and corrosion resistance," *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 24, no. 8, p. 6919, 2023. https://www.mdpi.com/1422-0067/24/8/6919

[56] Z. Li, M. A. Islam, Z. Farhat, and G. Jarjoura, "Enhanced Erosion–Corrosion Resistance of Nickel–Phosphorus–Nitinol Coating," *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, vol. 8, no. 2, p. 45, 2022. https://doi.org/10.1007/s40735-022-00646-4

[57] C. I. Theodorou, A. M. Kuijpers-Jagtman, E. M. Bronkhorst, and F. A. Wagener, "Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 156, no. 5, pp. 582-592, 2019. https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2019.05.011

[58] I. B. Naceur, A. Charfi, and T. Bouraoui, "Finite element modeling of superelastic nickel–titanium orthodontic wires," *Journal of biomechanics*, vol. 47, no. 15, pp. 3630-3638, 2014. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.007

[59] M. Greene, A. Rizkalla, T. Burkhart, A. Mamandras, and A. Tassi, "Friktion und Bogenkontakt bei modernen selbstligierenden Zahnspangensystemen: Ein In-vitro-Vergleich," *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, vol. 84, pp. 1-9, 2023. https://doi.org/10.1007/s00056-021-00361-8

[60] T. Mathew, "The Loading and unloading properties of various arch wires as a function of cross-sectional dimension and inter bracket span width system," *Malay Dent J*, vol. 32, no. 1, pp. 29-41, 2011.

[61] M. N. Ahmadabadi, T. Shahhoseini, M. Habibi-Parsa, M. Haj-Fathalian, T. Hoseinzadeh-Nik, and H. Ghadirian, "Static and cyclic load-deflection characteristics of NiTi orthodontic archwires using modified bending tests," *Journal of Materials Engineering and Performance*, vol. 18, no. 5-6, p. 793, 2009. https://doi.org/10.1007/s11665-009-9488-5

[62] A. Munir, M. Hassan, N. Khairi, and M. Razali, "Assessment of the Force-Deflection Behavior of Aged NiTi Archwires in Various Inter-Bracket Distance Configurations," *International Journal of Nanoelectronics and Materials (IJNeaM)*, vol. 16, no. December, pp. 361-369, 2023. https://doi.org/10.58915/ijneam.v16iDECEMBER.417

[63] I. Uysal, B. Yilmaz, A. O. Atilla, and Z. Evis, "Nickel titanium alloys as orthodontic archwires: A narrative review," *Engineering Science and Technology, an International Journal*, vol. 36, p. 101277, 2022. https://doi.org/10.1016/j.jestch.2022.101277

[64] M. T. Maliael and H. Babu, "Load deflection characteristics of copper nickel titanium orthodontic Archwires," *International journal of health sciences*, vol. 6, no. S6, pp. 4008-4016, 2022. https://doi.org/10.53730/ijhs.v6nS6.11562

[65]F. Bhat, N. Shetty, F. Khan, M. Bhat, and A. Husain, "Comparative evaluation of load-deflection property of different brands of nickel-titanium archwires," *APOS Trends in Orthodontics*, vol. 8, no. 2, pp. 92-92, 2018. https://doi.org/10.4103/apos.apos_32_18

[66] K. Tochigi, S. Oda, and K. Arai, "Influences of archwire size and ligation method on the force magnitude delivered by nickel-titanium alloy archwires in a simulation of mandibular right lateral incisor linguoversion," *Dental Materials Journal*, vol. 34, no. 3, pp. 388-393, 2015. https://doi.org/10.4012/dmj.2014-270

[67] A. Munir and M. Razali, "Force deflection behaviors of NiTi archwires at different bending conditions: A mini review," *Proceeding of 5th International Conference on Advances in Manufacturing and Materials Engineering: ICAMME 2022*, 9—10 August, Kuala Lumpur, Malaysia, 2023, pp. 71-76 . https://doi.org/10.1007/978-981-19-9509-5_10

[68] A. Nespoli, E. Villa, L. Bergo, A. Rizzacasa, and F. Passaretti, "DSC and three-point bending test for the study of the thermo-mechanical history of NiTi and NiTi-based orthodontic archwires: the material point of view," *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, vol. 120, no. 2, pp. 1129-1138, 2015. https://doi.org/10.1007/s10973-015-4441-3

[69] W. Elkhal Letaief, A. Fathallah, T. Hassine, and F. Gamaoun, "Finite element analysis of hydrogen effects on superelastic NiTi shape memory alloys: Orthodontic application," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29, no. 16, pp. 3188-3198, 2018. https://doi.org/10.1177/1045389X18754356

[70] E. Gatto, G. Matarese, G. Di Bella ,R. Nucera, C. Borsellino, and G. Cordasco, "Load–deflection characteristics of superelastic and thermal nickel–titanium wires," *The European Journal of Orthodontics*, vol. 35, no. 1, pp. 115-123, 2013. https://doi.org/10.1093/ejo/cjr103

[71] H.-M. Hsu, K.-C. Chen, C.-J. Chang, T.-M. Lee, and J.-K. Liu, "Load-Deflection Behaviors of Superelastic NiTi Wires Using Two Bending Test Methods Including Passive Self-Ligating Brackets," *Taiwanese Journal of Orthodontics*, vol. 36, no. 1, p. 2, 2024. https://doi.org/10.38209/2708-2636.1353

[72] S. Dechkunakorn, R. Isarapatanapong, N. Anuwongnukroh, N. Chiranavanit, J. Kajorchaiyakul, and A.

Khantachawana, "Mechanical properties of several NiTi alloy wires in three-point bending tests," *Applied Mechanics and Materials*, vol. 87, pp. 14-19, 2011. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.87.14

[73] D. J. Fernandes, C. N. Elias, R. Vidal, and A. d. M. Mendes, "Mechanical performance of nickel-titanium archwires," *Materials Research*, vol. 18, no. 6, pp. 1264-1277, 2015. https://doi.org/10.1590/1516-1439.003615

[74] A. Bhardwaj, M. Ojha, A. Garudapalli, and A. K. Gupta, "Microstructural, mechanical and strain hardening behaviour of NiTi alloy subjected to constrained groove pressing and ageing treatment," *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 294, p. 117132, 2021. https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2021.117132

[75] O. Benafan, G. Bigelow, and D. Scheiman, "Transformation behavior in NiTi-20Hf shape memory alloys–Transformation temperatures and hardness," *Scripta Materialia*, vol. 146, pp. 251-254, 2018. https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2017.11.050

[76] C. Yang, T. Liu, M. Zhong, Z. Wu, J. Deng, and Y. Du, "High recovery stress performance of NiTi shape memory alloy with a wide temperature window," *Journal of Materials Engineering and Performance*, vol. 32, no. 23, pp. 10956-10968, 2023. https://doi.org/10.1007/s11665-023-07886-6

[77] J. D. Silva, S. C. Martins, N. I. de Azevedo Lopes, P. D. Resende, L. A. Santos, and V. T. L. Buono, "Effects of aging treatments on the fatigue resistance of superelastic NiTi wires," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 756, pp. 54-60, 2019. https://doi.org/10.1016/j.msea.2019.04.037

[78] S. Liu, J. Zhu, Y. Lin, G. Wang, and X. Wang, "Effect of stretching-bending deformation and aging treatment on phase transformation behavior and superelasticity of Ti-50.8 at %.Ni alloy," *Intermetallics*, vol. 129, p. 107051, 2021. https://doi.org/10.1016/j.intermet.2020.107051

[79] T. Yamazaki, A. L. Montagnoli, M. L. Young, and I. Takeuchi, "Tuning the temperature range of superelastic Ni-Ti alloys for elastocaloric cooling via thermal processing," *Journal of Physics: Energy*, vol. 5, no. 2, p. 024020, 2023. https://doi.org/10.1088/2515-7655/accd21

[80] H. Bellini, J. Moyano, J. Gil, and A. Puigdollers, "Comparison of the superelasticity of different nickel–titanium orthodontic archwires and the loss of their properties by heat treatment," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 27, pp. 1-10, 2016. https://doi.org/10.1007/s10856-016-5767-5

[81] A. Munir, M. F. Razali, M. H. Hassan, and G. Franz, "Effect of short-term ageing treatment on bending force behavior of commercial nickel-titanium archwire," *Materials*, vol. 16, no. 3, p. 1008, 2023. https://doi.org/10.3390/ma16031008

[82] J. d. A. Gurgel, S. Kerr, J. M. Powers, and V. LeCrone, "Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 120, no. 4, pp. 378-382, 2001. https://doi.org/10.1067/mod.2001.117200